

T.C.
İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DEVİTAL BEYAZLATMA AJANLARININ
ATMOSFERİK SOĞUK PLAZMA GÜÇ KAYNAĞI İLE
AKTİVASYONUNUN BEYAZLATMA VE RENK
STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİNLİĞİNİN
İNCELENMESİ

BURAK ÇELİK
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. İsmail Davut ÇAPAR
Prof. Dr. Necdet ERDİLEK

2015 – İZMİR

T.C.
İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DEVİTAL BEYAZLATMA AJANLARININ
ATMOSFERİK SOĞUK PLAZMA GÜÇ KAYNAĞI İLE
AKTİVASYONUNUN BEYAZLATMA VE RENK
STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİNLİĞİNİN
İNCELENMESİ

BURAK ÇELİK
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. İsmail Davut ÇAPAR
Prof. Dr. Necdet ERDİLEK

Bu tez İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi
tarafından 2014-TDR-SABE-0034 Proje numarası ile desteklenmiştir.

2015 – İZMİR

KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri EnstitüsüAnabilim
Dalı Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki
jüri tarafından Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : / /

.....

Tez Danışmanı :.....

*(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite) (İMZA)

Üye :..... *(Ünvanı, Adı
Soyadı) (Üniversite) (İMZA)

Üye :..... * (Ünvanı, Adı
Soyadı) (Üniversite) (İMZA)

Üye :..... *(Ünvanı, Adı
Soyadı) (Üniversite) (İMZA)

Üye :..... *(Ünvanı, Adı
Soyadı) (Üniversite) (İMZA)

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

(İMZA)

(Ünvanı, Adı Soyadı)

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Bu tezin gerçekleşmesini sağlayan sayın doktora hocalarım Doç. Dr. İsmail Davut ÇAPAR ve Prof. Dr. Necdet ERDİLEK'e,

Çalışmalarında bana çok yardımcı olan sayın Yrd. Doç. Dr. Utku Güven ERCAN ve Arş. Gör. Fatma İBİŞ'e,

Tüm doktora eğitimin süresince ve tezimde maddi ve manevi olarak yanımda olan sevgili eşim Doç. Dr. Esra Uzer ÇELİK'e,

Bunun yanında, her zaman yanımda olan ailem ve özellikle babam Prof. Dr. Ali ÇELİK'e,

Çalışmalarımı yapabilmem için bana her türlü kolaylığı sağlayan başta sayın Doç. Dr. Hüseyin ERTAŞ, Yrd. Doç. Dr. Banu UYSAL, tüm araştırma görevlisi arkadaşlarım ve klinik çalışanlarına teşekkürü bir borç bilirim..

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
RESİMLER/ŞEKİLLER/TABLolar DİZİNİ	ix
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1.Renklerin algılanması.....	2
2.2. Munsell Renk Sistemi.....	4
2.3.CIE L* a* b* Renk Sistemi	5
2.4.Diş hekimliğinde renk ölçüm yöntemleri	6
2.4.1.Geleneksel renk ölçüm yöntemi	6
2.4.2.Dijital ölçüm yöntemleri.....	7
2.4.2.a Kolorimetre	7
2.4.2.b Spektrofotometre.....	7
2.4.2.c Dijital Kameralar.....	8
2.5. Beyazlatma Tarihçesi	8
2.6. Renklenme Nedenleri	9
2.6.1.Dışsal Renklenme Nedenleri	9
2.6.2.İçsel Renklenme Nedenleri.....	10
2.6.3.İçsel Renklenmenin Sistemik Nedenleri	11
2.6.3.a.Tetrasiklin Renklenmesi.....	11
2.6.3.b.Florozis.....	12
2.6.3.c.Amelogenezis Imperfekta	12
2.6.3.d.Dentinojenesis Imperfekta	13
2.6.3.e.Okronozis	14
2.6.3.f.Porfiri.....	14
2.6.4.İçsel Renklenmenin Lokal Nedenleri	14
2.6.4.a.Pulpal Renklenme	14
2.6.4.b.Intrapulpal Hemoroji.....	14

2.6.4.c.Endodontik Tedavi Sonrası Kalan Pulpa Artıkları.....	15
2.6.4.d.Endodontik Materyaller	15
2.6.4.e.Koronal Dolgu Materyalleri	15
2.6.4.f.Kök Rezorpsiyonu	16
2.6.4.g. Yaşlanma (Distrofik Kalsifikasyon)	16
2.7.Devital Beyazlatmanın Dişler ve Çevre Dokular Üzerindeki Yan Etkileri.....	16
2.7.1.Servikal Rezorpsiyon.....	16
2.7.2.Dişeti İrritasyonu	17
2.7.3.Diş Sert Dokusu Üzerindeki Etkiler	17
2.7.4.Geri Dönüş.....	18
2.8.Diş Beyazlatma Yöntemleri	19
2.8.1.Intrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemleri.....	19
2.8.1.a.Termokatalitik Beyazlatma Tekniği.....	19
2.8.1.b.Walking Bleach Beyazlatma Tekniği	20
2.8.1.c. Inside/Outside Bleaching	22
2.8.2.Ekstrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemleri	22
2.8.2.a.Ofiste Uygulanan Ekstrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemi.....	23
2.8.2.b.Evde Uygulanan Ekstrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemi.....	23
2.8.2.c.Over-the-contour Ürünler.....	24
2.9.Dişlerin Beyazlatılması Mekanizması.....	25
2.10.Diş Beyazlatmada Kullanılan Ajanlar ve İçerikleri.....	26
2.10.1.Hidrojen Peroksit (H ₂ O ₂).....	26
2.10.2.Karbamid Peroksit (CH ₆ N ₂ O ₃).....	27
2.10.3.Sodyum Perborat (NaBO ₃ .4H ₂ O).....	28
2.11.Beyazlatma İşlemini Etkileyen Faktörler	29
2.12.Beyazlatmada Aktivasyon Amaçlı Kullanılan Işık Kaynakları ve Yöntemleri	30
2.12.1.Ultraviyole Işık Cihazları	31
2.12.2.Halojen Işık Cihazları.....	31
2.12.3.Yüksek Enerji Yoğunluklu Halojen Işık Cihazları.....	32
2.12.4.Işık Yayan Diod Sistemleri (LED)	32
2.12.5.Plazma Ark Işık Üniteleri (PAC)	33

2.12.6.Lazer	34
2.12.7.Atmosfer Basıncılı Plazma Jet.....	34
2.13.Plazma	35
2.13.1.Dengede olmayan plazmaların ilkeleri	37
2.13.2.Plazma ateşlenmesi ve idamesi	39
2.13.3.Plazma modları ve uygulama şekilleri	40
2.13.4.Plazma kimyası.....	41
2.13.5.Dengede olmayan plazma kaynakları.....	43
2.13.5.a.Soğuk ve sıcak plazmalar	43
2.13.5.b.Farklı frekanslarda üretilen soğuk plazmalar	44
2.13.5.c.Düşük ısılı plazma jetler.....	47
3.GEREÇ VE YÖNTEM	50
3.1.Çalışmaya dahil edilen dişlerin seçimi	50
3.2.Örneklerin hazırlanması	50
3.3.Yapay tükürük solüsyonunun hazırlanması.....	51
3.4.Başlangıç renk ölçümü	52
3.5.Dişlerin renklendirilmesi	53
3.6. Ön çalışma ile uygulama süresinin tespit edilmesi.....	54
3.7.Grupların belirlenmesi.....	55
3.8.Renklendirilmiş dişlerin beyazlatılması	55
3.8.1.Hidrojen peroksit jeli ile beyazlatma.....	55
3.8.2.Karbamit peroksit jeli ile beyazlatma	56
3.8.3.Sodyum perborat ile beyazlatma	57
3.8.4.ASP uygulama grupları ile beyazlatma	58
3.9.Renk geri dönüşü ölçümü.....	61
3.10.Renk farklarının belirlenmesi	61
3.11.İstatistiksel Değerlendirme	62
4.BULGULAR	63
4.1.Grupların ΔL değerlerinin karşılaştırılması :.....	63
4.2.Grupların Δa değerlerinin karşılaştırılması :	64

4.3.Grupların Δb değerlerinin karşılaştırılması :	66
4.4.Grupların ΔE değerlerinin karşılaştırılması :	67
4.5.Dişin ilk rengine yaklaşmanın değerlendirilmesi	69
4.6.ASP uygulanan gruplarda sıcaklık değişimleri	69
5.TARTIşMA	71
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	80
ÖZET.....	81
ABSTRACT	83
KAYNAKLAR.....	84
EKLER	97
ÖZGEÇMİş	98

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ABPJ	: Atmosferik basınçlı plazma jet
AC	: Alternatif akım
ASP	: Atmosferik soğuk plazma
CIS	: Cam iyonomer siman
DBD	: Dielektrik bariyer deşarjı
DC	: Doğru akım
DS	: Deiyonize su
EDTA	: Etilendiamin tetraasetik asit
HP	: Hidrojen peroksit
IR	: Infrared
IRM	: Intermediate restorative material
KP	: Karbamid peroksit
LED	: Işık yayan diyot
PAC	: Plazma ark devresi
PIPS	: Photon induced photoacoustic streaming
QTH	: Quartz tungsten halojen
RF	: Radyofrekans
SP	: Sodyum perborat
UV	: Ultraviyole

RESİMLER/ŞEKİLLER/TABLolar DİZİNİ

- Resim 1. Tetrasiklin renklenmesi
- Resim 2. Florozise bağlı renklenme
- Resim 3. Amelogenesis imperfekta
- Resim 4. Dentinogenesis imperfekta
- Resim 5. Servikal rezorpsiyon
- Resim 6. Özel apareyde karbamit peroksit uygulaması
- Resim 7. Ölçüden elde edilmiş aparey
- Resim 8. Beyazlatma stripi
- Resim 9. Paint-on fırça
- Resim 10. Karbamit peroksit içerikli jel
- Resim 11. Sodyum perborat
- Resim 12. Ultraviyole ışık cihazı
- Resim 13. Halojen ışık cihazı
- Resim 14. Işık yayan diod sistemi
- Resim 15. Plazma ark ışık ünitesi
- Resim 16. Lazer ile beyazlatma uygulaması
- Resim 17. Plazma uygulama başlığı
- Resim 18 : Giriş kavitelerinin açılması
- Resim 19 : Kumpas ile standardizasyon
- Resim 20 : Yapay tükürük solüsyonunda kullanılan kimyasal içerik
- Resim 21 : Spectroshade renk ölçüm ekranı
- Resim 22 : Santrifüjlenen örnekler
- Resim 23 : Renklendirme prosedürü sonrası renklenmiş bir örnek
- Resim 24: 0,05 ml %35'lik hidrojen peroksit jeli uygulanması
- Resim 25 : Whiteness Super Endo beyazlatma jeli
- Resim 26 : Sodyum perborat hazırlanması
- Resim 27 : Kronu açıkta kalacak şekilde agar jel içerisine gömülmüş örnek
- Resim 28 : ASP kaynağı
- Resim 29 : ASP uygulaması
- Resim 30 : Plazma uygulama düzeneği
- Resim 31 : 5 dakika DS + ASP uygulamasından sonra elde edilen beyazlama

Şekil 1: Munsell renk sistemi

Şekil 2: CIE L* a* b* Renk Sistemi

Şekil 3: Vitapan Classic skalası

Şekil 4: Hidrojen peroksitin iyonizasyonu

Şekil 5: Yüksek oranda perhidroksil oluşması

Tablo 1: Farklı zaman aralıklarında elde edilen ΔE değerleri

Tablo 2: Renk farklarını belirlemede kullanılan formüller

Tablo 3 : Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔL değerleri

Tablo 4: Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δa değerleri

Tablo 5: Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δb değerleri

Tablo 6: Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔE değerleri

Tablo 7: ASP uygulama öncesi ve sonrası sıcaklık değişimleri

Grafik 1: Çalışma gruplarının $\Delta E4$ değerleri

1. GİRİŞ

Günümüz çağdaş insanı diş estetiğinin öneminin farkındadır. Gelişmiş ülkelerde yaşayan toplumlarda estetiğin neredeyse fonksiyonun önüne bile geçtiğini söylemek mümkündür. Estetik görüntüyü bozan rengi değişmiş dişler kişilerin sosyal ve psikolojik yaşamını olumsuz etkilemektedir. Tüm bunlar göz önüne alındığında diş beyazlatma işleminin son yıllarda sıklıkla talep edildiği görülmektedir. Endikasyonları ve kontrendikasyonlarına dikkat edilerek doğru uygulanan beyazlatma işlemleri, hastalar açısından herhangi bir risk taşımayan güvenli ve etkili bir estetik tedavi yöntemidir.

Diş renklenmeleri etiyojisi, görünüşü, şiddeti ve diş yapılarına karşı adezyon özelliklerine göre farklılıklar gösterir. Oluştugu bölgeye ve etiyojisine göre içsel ve dışsal renklenmeler olarak ikiye ayrılabilir. Dişlerin beyazlatılmasında günümüzde ağırlıklı olarak hidrojen peroksit, karbamit peroksit ve sodyum perborat kullanılmaktadır. Beyazlatma işleminin süresi beyazlatmanın etiyojisine, oluşturduğu bölgeye ve renklendirici ajanların diş dokularına adezyonuna göre birkaç gün ile birkaç ay arasında sürebilmektedir. Vital ve devital dişlerin beyazlatılmasında farklı prosedürler izlenmektedir. Bu prosedürler tedavinin başarısı ve hastaların tedavinin olası sonuçlarından bilgilendirilmesi açısından önem taşımaktadır.

Diş beyazlatma işleminin hızlandırılması ve etkinliğinin artırılması amacı ile çeşitli ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bunun yanında gelişen teknoloji ile birlikte lazer ve atmosferik soğuk plazma jet gibi cihazlar da kullanılmaya başlanmıştır. Plazma maddenin dördüncü hali olarak tanımlanan, elektriksel olarak yüklenmiş iyonlar ve bunların reaktif türevlerinden oluşan bir karışımdır. Soğuk plazmalar özellikle canlı dokular üzerinde kullanılabilir. Diş hekimliği alanında da yeni yeni kullanım alanı bulmaya başlayan plazmanın; diş beyazlatma etkinliğinin artırılması, kanal dezenfeksiyonu, periodontal hastalıkların tedavisi gibi araştırmalarda kullanıldığı az sayıda çalışma mevcuttur. Atmosferik soğuk plazma, uygulandığı yüzeyde ve plazma ışınının çevresindeki havada yüzlerce reaksiyon meydana getirmektedir. Bu reaksiyonlar hem kullanılan beyazlatma ajanlarındaki peroksitin parçalanmasını hızlandırmakta, hem de reaksiyonlar sonucunda ortaya çıkan reaktif türevler, beyazlatma ajanlarının etkinliklerini arttırmaktadırlar.

Çalışmamızda atmosferik soğuk plazma ile aktive edilen beyazlatma ajanlarının daha hızlı ve etkili bir beyazlatma etkinliği gösterebileceğini ortaya koyduk. Atmosferik soğuk plazma ile aktive edilen beyazlatma ajanlarının kullanılması, beyazlatma sırasında defalarca jel değiştirilmesinin önüne geçebilecek ve çok daha kısa sürede ve daha düşük maliyetli beyazlatma yapılabilmesine olanak verecektir. Beyazlatma bazen haftalar sürebilen bir işlemdir. Tedavi süresinin uzaması hastalarda motivasyon kaybına ve buna bağlı olarak hastaların tedaviyi yarım bırakabilmelerine neden olabilmektedir. Beyazlatma işleminin kısaltılması, hasta uyumu ve işgücü kaybının da engellenmesi açısından önem kazanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Renklerin algılanması

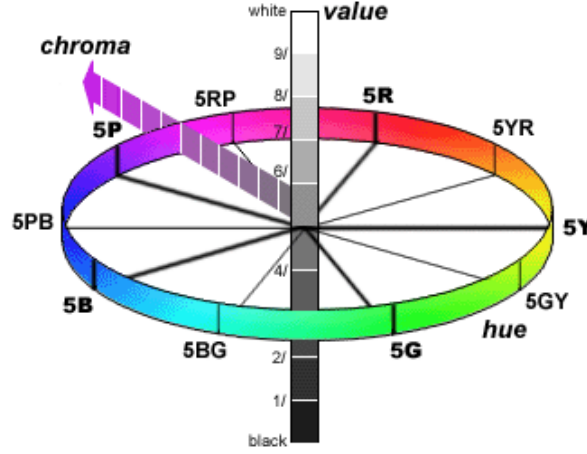
Cisimler ışık dalgalarını emerler ve cismin rengini belirleyen dalga boyundaki ışığı ise yansıtırlar. Üzerine gelen tüm ışığı yansıtan bir cisim beyaz görünürken, tamamını emen bir cisim ise siyah görünür [1]. Renklerin ayırt edilebilmesi, cisimlerden yansıyan ışığın retinadaki fotoreseptörler yolu ile beyine iletilmesi ve burada meydana gelen algı yolu ile olur [2].

Diş hekimliğinde renk bilimi; renk algısı ve tarifi açısından önem taşımaktadır. Işığın diş ile ilişkisi dört şekilde ifade edilir: 1. diş içerisinden geçmesi, 2. yüzeyden spekül yansıması, 3. yüzeyden diffüz yansıması ve 4. diş dokuları tarafından emilmesi ve kırılması. Diş rengi, diştten yansıyan ışık sayesinde algılanır. Minedeki hidroksiapatit kristalleri ışık yansımasında önemli role sahiptir. Dentin daha anizotropik bir yapı sergiler [3]. Diş renginin kaynağı dentindir. Bu renk, mine şeffaflığı ve dentin kalınlığına göre değişir [4]. Dişin renginin incelendiği ortamın şartları son derece önemlidir. Işık kaynağı, gün içinde güneşin konumu, çevre koşulları ve dişin incelendiği açı diş rengini etkiler. Bir cismin renginin ışık kaynağına bağlı olarak farklı görünmesi olgusu da 'metamerizm' olarak adlandırılır. Metamerizm etkisinden uzaklaşmak için renk ölçümleri esnasında sabit ışık kaynakları önerilir [5].

Dişlere doğal bir görünüm kazandırabilmek açısından optik özellikler büyük önem taşımaktadır. Bu optik özellikler, floresans, opalesans ve translusensidir. Floresans, bir cismin ışığı emip sürekli olarak daha uzun dalga boyları halinde yansıtmasıdır. Bir cismin üzerinden yansıyan ışık ile içinden geçen ışıkta farklı renklerde görünmesi opalesans özelliğidir. Translusensi ise ışığın geçirgenlik derecesini ifade etmektedir [6].

Diş hekimliğinde dişlerin renklerini değerlendirirken kullanılan klasik yöntem renk skalalarıdır. Ancak renk skalaları ile renk tespiti yapılırken, skaladaki renkler ile dişlerin renklerinin tam olarak uyuşmaması, ortamdaki ışığın ya da göz yorgunluğunun etkisiyle doğru rengin tespit edilememesi gibi sorunlar doğabilmektedir [7].

A.H. Munsell, 1905 yılında önerdiği bir model ile renkleri hue (ton), value (parlaklık) ve chroma (doygunluk) değerlerine göre sınıflandırmıştır [2]. Bu model günümüzde Munsell sistemi olarak kullanılmaktadır (Şekil 1) [168].



Şekil 1: Munsell renk sistemi

2.2 Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi renkleri ton, doygunluk ve parlaklık değerlerine göre sınıflandırır. Uygulama kolaylığı ve güvenilirliği yüzünden diş hekimliğinde renk seçiminde sıklıkla kullanılmaktadır [8].

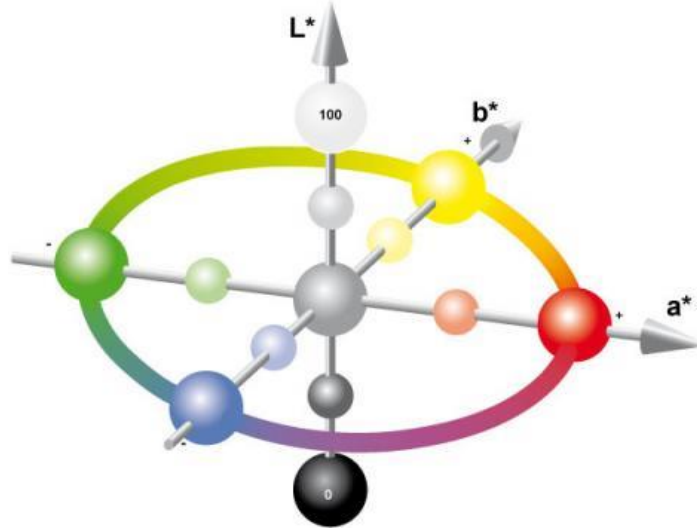
“Ton (Hue)” : Rengin adını ifade eder. Renk tonu anlamına gelir. Bir rengin diğerinden ayrılmasını sağlayan özelliktir. Sarı, kırmızı, yeşil, mavi gibi değişik renklerin ayrımını sağlar. İnsanlar yaşlandıkça ve iç ve dış etkenler sebebiyle dişlerin ton değeri değişebilir [2].

“Doygunluk (Chroma)” : Rengin doygunluk derecesini belirler. Rengin içindeki ton miktarını bildirir, dolayısıyla sadece ton varlığında doygunluk özelliğinden bahsedilebilir. Yaş ilerledikçe dişlerin doygunluk değeri yükselir [6].

“Parlaklık (Value)” : Rengin parlaklığını belirler. Rengin açıklık ya da koyuluğunu tarif eder. Dişler açık renkli iken yüksek, koyu renkli iken düşük parlaklık değerine sahiptir. Cisimlerin renk tonları aynı olsa da, parlaklık değerine bağlı olarak açık ya da koyu renkte görülebilirler. Diş renginin belirlenmesindeki en önemli etkenin parlaklık değeri olduğu belirtilmiştir [9].

2.3 CIE L* a* b* Renk Sistemi

Rengin sayısal olarak ifade edilmesi amacıyla kullanılan ve Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination; CIE) tarafından 1976 yılında geliştirilen bir diğer sistem L*a*b* sistemidir [2]. Bu sisteme göre, kırmızı, yeşil ve mavinin değişik oranlarda karışımı ile tüm renkler elde edilebilir. L*, a* ve b* parametreleri üç eksenli bir şablon üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 2) [167].



Şekil 2: CIE L* a* b* Renk Sistemi

'L' eksenindeki değerler, rengin açıklık ve koyuluk miktarını gösterir ve rengin siyahtan beyaza olan değişimini ifade eder. L* değerinin 0 olması en koyu siyahlığı gösterirken, L* değerinin 100 olması ise mutlak beyazlığı ifade eder [4]. Munsell sistemindeki parlaklık değerinin karşılığı L* değeridir. 'a' değeri rengin kırmızılık (pozitif a*) veya yeşillik (negatif a*) eksenindeki yerini belirlerken, 'b' değeri ise rengin sarılık (pozitif b*) veya mavilik (negatif b*) eksenindeki yerini yani Munsell sistemindeki doygunluk değerine karşılık gelen değerleri verir [10]. Renk yoğunluğu arttıkça a* ve b* değerleri artar [4].

CIE L*a*b* sistemi renk aralıklarının eşit mesafede, düzenli bir şekilde düzenlenmesine yardımcı olur. Belirli bir renk aralığında iki nokta arasındaki

mesafenin matematiksel olarak hesaplanması için ΔE değeri kullanılır. Renk seçimi yaparken dişin rengi ile seçilen renk arasındaki ΔE^* 'nin mümkün olduğunca küçük olması amaçlanır [2]. Klinik olarak kabul edilebilen gözle ayırt edilebilen ΔE^* değerinin 2-3,5 olması gerektiği sonucuna varılmıştır [11].

ΔE^* değeri aşağıdaki formülle hesaplanır [2]

$$\Delta E^* = [(L2^* - L1^*)^2 + (a2^* - a1^*)^2 + (b2^* - b1^*)^2]^{1/2}$$

ΔL^* , Δa^* ve Δb^* ölçüm değerleri arasındaki farkları belirtir. Renk farklılıklarının ΔE^* değeri ile belirtilmesi ile ideal bir renk seçimi yapılabilir [12].

2.4 Diş hekimliğinde renk ölçüm yöntemleri

Bu yöntemleri geleneksel ölçüm yöntemi ve dijital ölçüm yöntemleri olarak iki gruba ayırmak mümkündür.

2.4.1 Geleneksel renk ölçüm yöntemi

Diş renginin sabit diş rengi skalaları ile karşılaştırılarak tespit edilmesine geleneksel ölçüm yöntemi adı verilir. Ancak skalada kullanılan materyalin rengi ile restorasyonun yapılacağı materyalin aynı olmaması durumunda metamerizm ortaya çıkarır [13].

Dişin renk tonu insizal bölgeden kole bölgesine kadar farklılık gösterebileceğinden dolayı hekimin, genel olarak dişin esas temel rengini veren sadece orta 1/3 bölgesini değerlendirmesi önerilir [14].

Diş renginin belirlenmesinde sıklıkla Vitapan Classic (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) skalası kullanılmaktadır. Bu skala en açık renk olan B1'den en koyu renk olan C4'e kadar olan renklere 1-16 arası skorlar verilerek oluşturulmuştur (Şekil 3).

Vita																	
Renk	B1	A1	B2	D2	A2	C1	C2	D4	A3	D3	B3	A3,5	B4	C3	A4	C4	
Skalası																	
Skor	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	

Şekil 3: Vitapan Classic skalası

Genellikle 5 birimden fazla bir beyazlatma efektif olarak kabul edilir. Bir birim, 1 ccu (colour change unit) olarak belirtilmiş ve $1 \text{ ccu} = 1 \text{ shade guide unit (sgu)} = 1 \Delta E^*_{ab}$ olarak ifade edilmiştir [15].

2.4.2 Dijital ölçüm yöntemleri

Günümüzde diş hekimliği alanında, insan görme sistemini taklit ederek renkleri matematiksel olarak hesaplayabilen aletler geliştirilmiştir. Bu sistemler renkleri sayısal olarak algıladıkları için daha güvenilir ölçüm sonuçları verirler ve geleneksel renk ölçüm yöntemine tercih edilebilirler.

2.4.2.a Kolorimetre

Bir cisimdeki renk verilerini standart bir kalibrasyona göre analiz eden cihazlardır. Yansıyan ışığın yoğunluğunu kırmızı, yeşil ve mavi filtrelerden geçirerek CIE $L^*a^*b^*$ sistemi birimlerine (L^* , a^* , b^*) göre ölçüm yaparlar. Bu aletlerin dezavantajları, ağız içinde ölçüm yapabilmek için özel başlıkların gerekmesi, tek bir ışık ve açı altında ölçüm yapabilmesi, ve ölçümün tekrarlanabilirliğinin olmamasıdır [4].

2.4.2.b Spektrofotometre

Spektrofotometre ile ölçüm sistemi, farklı açılardan ışığa maruz bırakılan cismin yansıttığı ve geçirdiği enerji miktarını ölçme esasına dayanır. Yansıyan ışık demetlerini ton, doygunluk ve parlaklık değerleri olarak kaydeder. Cihaz üzerinde

alınan görüntülerin CIE L*a*b* sistemine göre renk skorları belirlenerek istenilen ΔE^* değerlerine ulaşılabilir. Çok sayıda sensör içermelerinden dolayı, insan gözünün ayırt edemediği hassaslıkta ölçümler yapılabilir. Birden fazla ışık kaynağı ile ölçüm yapabildiklerinden dolayı metamerizmi ayırt edebilmektedirler [6].

Diğer dijital yöntemlerle karşılaştırıldığında daha güvenilir, kesin ve tekrarlanabilir sonuçlar vermektedir. Bu cihazların dezavantajları pahalı olmaları ve klinikte kullanımlarının komplike ve zor olmasıdır [2].

2.4.2.c Dijital Kameralar

Dijital kameraların çalışma prensibi, kamera ile alınan görüntülerin kameranın bağlantılı olduğu bilgisayar tarafından CIE L*a*b* değerleri cinsinden değerlendirilmesidir. Ancak cihazın hatalı kullanımı ve kalibrasyonun doğru yapılmaması gibi durumlar farklı ölçümlere neden olabilmektedir. Sistemin önemli bir avantajı, dişlerin renginin bir bütün olarak ölçülebilmesine olanak tanınmasıdır [16].

2.5 Beyazlatma Tarihçesi

Diş hekimliğinde beyazlatma ile ilgili ilk bilgilere 1799 yılında Macintosh'un klorit içeren beyazlatma ajanı ile yaptığı çalışmalarda rastlanmaktadır [1]. 1848 yılında Dwenille de klorit kullanarak devital dişlerde beyazlatma çalışmaları yapmıştır. Trumanen 1860 yılında bu yöntemi daha da geliştirerek, devital dişlerin beyazlatılmasında kalsiyum hidroklorit ve asetik asit çözeltisindeki klorürün kullanımını önermiş ve bunu takiben Labarraque solüsyonu adı altında ilk ticari beyazlatma ürünü üretilmiştir. Dişin organik yapısı üzerinde etkili olan okzalik asit, alüminyum klorit, hidrojen dioksit, sodyum peroksit, pirozon (eter peroksit), sodyum hipofosfat, kalsiyum klorit ve potasyum siyanit gibi okside edici birçok ajan direkt ya da indirekt yollarla sıklıkla kullanılmıştır [17]. İlk defa 1898 yılında beyazlatma işleminin estetik bir tedavi seçeneği olarak sunulmaya başlanmıştır [18]. 20. yüzyılda kimyasal madde çeşitliliğinin artmasıyla diş hekimleri muayenehanelerinde değişik kimyasal maddeler kullanarak beyazlatma yapmaya çalışmışlardır. Günümüzde

kullanılan ısı ile aktive edilen ofis tipi beyazlatmanın temelleri, 1918 yılında Abbot'un hidrojen peroksit üzerine ısı oluşturan ışık uygulamasıyla atılmıştır [17]. Superoksol (%35 perhidrol ya da sodyum perborat) üretici bir firma tarafından direkt etkili bir yükseltgen olarak tanıtılmıştır [1]. Walking bleach olarak adlandırılan ve kanal tedavisi yapılmış dişlerin pulpa odalarına sodyum perborat ve distile su karışımının koyulup bunun belirli aralıklarla yenilenmesini öneren yöntem ilk defa 1961 yılında Spasser tarafından ortaya konmuştur [19]. Nutting ve Poe, 1967 yılında "walking bleach" yöntemini modifiye ederek, pulpa odasına sodyum perborat ve hidrojen peroksit karışımının koyulmasını önermişler ve iki maddenin birbirleri ile sinerjik etki göstererek oksijen salınımını hızlandırdıklarını söylemişlerdir [17]. Cohen ve Parkins [20], tetrasiklin renklenmesi olan dişlerin beyazlatılmasında %35'lik hidrojen peroksit kullanmıştır. Haywood ve Heymann [21], gece koruyuculu vital diş beyazlatma tekniği adı altında %10 oranında karbomit peroksit jelinin gece koruyucusuna benzer bir apacey içerisinde hastanın kendi uygulayabileceği bir sistem olarak tanıtan bir makale hazırlamışlardır. Haywood bu yöntemi gece koruyucusuyla beyazlatma olarak adlandırmıştır.

2.6 Renklenme Nedenleri

Renklenmenin nedeninin belirlenmesi uygulanacak tedavi protokolü ve tedavinin sonuçları açısından önem taşımaktadır. Dişin rengi, dentinin rengi ve içsel ve dışsal renklenmelerin tümünün bir araya gelmesi ile ortaya çıkar [22]. Diş renklenmeleri etiyojisi, görünüşü, görülme yeri ve şiddetine göre değişiklikler gösterir. Görülme yeri ve etiyojisine göre içsel, dışsal ve ikisinin kombinasyonu olarak sınıflandırılabilirler [23].

2.6.1 Dışsal Renklenme Nedenleri

Başlıca sebepleri, alışkanlığa bağlı diyetle alınan şarap, kahve, çay, havuç, portakal, çikolata gibi gıdalar, tütün kullanımı, ağız gargaraları ve diş yüzeyinde biriken plak gibi etkenlerdir [22]. Dışsal renklenmeler diş yüzeyinde bulunurlar ve çoğunlukla kolaylıkla uzaklaştırılabilirler. Bu durumda renklenmeyi oluşturan

materyalin dişe olan afinitesi önemli rol oynar. Buradaki çekme gücünü uzun mesafeli elektrostatik ve Van der Waals kuvvetleri ve kısa mesafeli hidrasyon kuvvetleri, hidrofobik etkileşimler, dipol-dipol kuvvetleri ve hidrojen bağlarının oluşturduğu kuvvetler meydana getirir. Bu faktörler kromojenin diş yüzeyine tutunup tutunamamasını etkiler.

Diş yüzeyinden bir renklenmeyi uzaklaştırmanın en sık kullanılan yolu abrazyonun ya da abrazyon ve diş macunu gibi yüzey aktif ajanların kombine kullanılmasıdır. Bu yöntemler dişlerin yüzeyinde kromojenlerin birikmesini engeller ve bir dereceye kadar da birikenleri uzaklaştırır [24].

2.6.2 İçsel Renklenme Nedenleri

İçsel renklenmenin sistemik nedenleri arasında :

- İlaça bağlı (tetrasiklin)
- Metabolik nedenli distrofik kalsifikasyon, florozis
- Genetik nedenli konjenital eritropoetik porfiriya, pankreasta kistik fibrozis, hiperbilirubinemi, amelogenезis imperfekta, dentinogenезis imperfekta

İçsel renklenmenin lokal nedenleri arasında :

- Pulpa nekrozu
- Intrapulpal hemoraji
- Endodontik tedavi sonrası kalan pulpa dokusu artıkları
- Endodontik materyaller
- Koronal dolgu materyalleri
- Kök rezorpsiyonu
- Yaşlanma (Distrofik kalsifikasyon) [25]

2.6.3 İçsel Renklenmenin Sistemik Nedenleri

2.6.3.a Tetrasiklin Renklenmesi

Gelişim sırasında sistemik olarak alınan tetrasiklin diş ve kemik gibi sert dokularda birikir (Resim 1) [151]. Geniş spektrumlu bir antibiyotik olan tetrasiklinin dişlerde meydana getirdiği renklenme; kullanılan tetrasiklin grubuna, kullanım süresine ve dişin hangi formasyon fazında olduğuna göre değişmektedir. Tetrasiklin, diş ve kemiklerde bulunan hidroksiapatit kristallerinin yapısındaki kalsiyum iyonları ile kristaller oluşturur [26]. Tetrasiklin kaynaklı renklenmeleri önlemek için, 12 yaşna kadar çocuklarda ve hamile ve emzirenlerde tetrasiklin grubu antibiyotikler kullanılmamalıdır [27].



Resim 1: Tetrasiklin renklenmesi

Vital beyazlatma yöntemleri tetrasiklin renklenmelerinde etkili olmaz. Çünkü vital beyazlatma ajanları minede 0,1 mm gibi sınırlı bir derinlikte etkili olabilmektedir. Tetrasiklin renklenmelerini değerlendirirken belirleyici etken renklenmenin şiddeti değil lokalizasyonudur. Dişin servikal bölgesindeki lekelenmeler tedaviye en zor yanıt veren renklenmelerdir. %10-20 karbamiit peroksit ile 1 ile 6 ay arasında değişen sürelerde etkili sonuçlar alınabilmektedir. Diş rengini kabul edilebilir bir seviyeye getirebilmek bazı vakalarda gece plağı kullanımı ile birlikte yaklaşık 1 yılı bulabilmektedir [21].

2.6.3.b Florozis

Yapısında 1 ppm'den fazla flor bulunduran içme sularının dişleri gelişim döneminde bulunan çocuklar tarafından kullanılması durumunda minede görülen bir displazidir (Resim 2) [152]. Florozis doğal su kaynaklarından alınan fazla miktarda flora bağlı oluşabileceği gibi, tablet, gargara ve diş macunlarından alınan fazla miktardaki flora bağlı da oluşabilir. Görüntüsü genelde bilateral ve arktaki birkaç dişi bir arada etkilemiş şekildedir. Hafif, aralıklı beyaz lekeler, tebeşirimsi ya da opak alanlar, değişik derecelerde sarı ya da kahverengi renklenmeler, şiddetli florozis vakalarında mine yüzeyinde çukurlaşmalar izlenir [28]. Nadiren görülen siyah renklenmeler ise genellikle dişlerin sürmesinden sonra minedeki poröz alanların içerisine dış kaynaklı kromojenlerin penetre olmasıyla meydana gelir [29]. Florozis tedavisinde, ev tipi ve ofis tipi beyazlatma ajanları, selektif mikroabrazyon ve abrazyon yöntemiyle kombine edilerek kullanılmaktadır [30].



Resim 2: Florozise bağlı renklenme

2.6.3.c Amelogenesis Imperfekta

Kalıtımsal bir hastalıktır ve mineyi etkiler (Resim 3) [153]. Mine oluşumunun mineralizasyon ve matriks formasyonu sırasında kesintiye uğraması sonucunda meydana gelir. Klinik olarak minede düzensizlikler ve çukurcuklar vardır. Dişler sürdüğünde beyaz renkte olmasına rağmen, zamanla diş yüzeyindeki çukurcuklara kromojenlerin penetre olmasıyla rengi koyulaşır. Genellikle porselen kaplama, laminate veneer gibi restoratif yöntemler ile tedavi edilir [31].



Resim 3: Amelogenesis Imperfekta

2.6.3.d Dentinogenesis Imperfekta

Tip I, tip II ve tip III olmak üzere 3 tipi vardır. Osteogenesis imperfekta ile ilişkili olan tip I dentinogenesis imperfekta'da kemikte kırılabilirlik, eklemlerde elastisite, sklerada mavimsi bir renk ve opak dentine rastlanır (Resim 4) [154]. Çoğu vakada mine dentinden kolaylıkla ayrılır. Dentin açığa çıktığında dişler hemen koyulaşır. Pulpa odası nadiren tıkanır. Bu durum tip I ve tip II'nin radyolojik olarak ayrılmasını sağlar.

Tip II, süt dişlerini daimi dişlere göre daha fazla etkiler. Dişler genellikle mavimsi gridir ve pulpa odaları tıkalıdır.

Tip III ise 1988 yılında Witkop tarafından tanımlanmıştır. Dişler tip I ve tip II'deki gibi görünmelerine karşın pulpaları genelde ekspoze olmuştur. Radyografilerde dişler kabuk şeklindedir [32].



Resim 4: Dentinogenesis Imperfekta

2.6.3.e Okronozis

Tirozin ve fenilalanin isimli aminoasitlerin tam olmayan oksidasyonu sonucu hemogentisik asit oluşur. Bu da daimi dişleri tutan kahverengi renklenmeye neden olur. Beyazlatmaya yanıt vermez [33].

2.6.3.f Porfiri

Porfirin metabolizmasındaki bozukluk sonucu kemik ve dişlerde depolanan hematoporfiri, dişlerde kırmızı-kahverengi renklenmeye neden olur. Bu durum eritrodonti olarak da adlandırılır. Süt dişleri daha fazla etkilenir. Beyazlatmaya yanıt vermez [33].

2.6.4 İçsel Renklenmenin Lokal Nedenleri

2.6.4.a Pulpal Nekroz

Pulpanın mekanik, kimyasal ya da bakteriyel iritanlara maruz kalması sonucu meydana gelen pulpa nekrozu ile salınan bazı ürünler dentin tübüllerine penetre olarak renklenmeye sebep olabilirler [34]. Renklenme miktarı doğrudan pulpanın ne kadar süredir nekroz olduğu ile ilişkilidir. Bu tip renklenmeler genelde intrakoronel yöntemler ile beyazlatılabilir.

2.6.4.b Intrapulpal Hemoroji

Dişe gelen travmalar dişte hemorojiye neden olabilirler. Kan ürünleri dentin tübüllerine penetre olarak bu bölgedeki dentinin renklenmesine neden olabilirler. İlk olarak diş pembemsi bir renk alır. Bunu kırmızı kan hücrelerinin parçalanması takip eder. Hemoglobinin parçalanması sonucu açığa çıkan hem, pulpal dokularla bir araya gelerek demir oluşturur. Daha sonra oluşan bu demir, bakteriler tarafından üretilen hidrojen sülfatlar tarafından koyu renkli demir sülfatlara dönüşür. Bu olay dişin gri renklenmesi ile sonuçlanır [35].

2.6.4.c Endodontik Tedavi Sonrası Kalan Pulpa Artıkları

İntrapulpal hemorojide meydana gelen olayların hepsi kanal tedavisi sırasında pulpa artıklarının tam olarak uzaklaştırılmaması sonucunda da meydana gelebilir. Kan ürünleri dentin tübüllerine penetre olabilirler. Eğer açılan giriş kavitesi uygun değilse, özellikle pulpa boynuzlarında kalan pulpa artıkları koronal renklenmeye neden olabilirler. Kalan dokuların doğru şekilde uzaklaştırılması ve intrakoronal beyazlatma ile bu vakalar da beyazlatılabilir [36].

2.6.4.d Endodontik Materyaller

Dolum materyallerinin yeterince uzaklaştırılmaması ve tetrasiklin içeren medikamanların kullanılması da dişlerde renklenmeye sebep olabilir. Bu sık karşılaşılan bir durum olmasına rağmen, ilgili materyallerin uzaklaştırılmasıyla kolaylıkla üstesinden gelinebilir. Bu materyaller dentin ile doğrudan temasta olduklarında bir süre sonra dentin tübüllerine penetre olarak renklenmeye neden olabilirler. Mineye penetre olmasalar da dişin renginde gözle görülür bir değişikliğe yol açarlar. İntrakoronal beyazlatma yapılarak beyazlatılabilirse de prognoz kullanılan kanal patının tipine ve renklenmenin şiddetine bağlı olarak değişir [37].

2.6.4.e Koronal Dolgu Materyalleri

Eskimiş rezin kompozit restorasyonların marjinlerindeki sızıntılar sonucunda renklenmeler meydana gelebilir. Endodontik tedavi sonrası yapılan amalgam restorasyonlar da dentinde koyu gri renklenmeler meydana getirebilir. Bazen renklenme sadece amalgamın koyu renginin mineye yansması sonucu oluşur. Bu durumda restorasyonun rezin kompozit bir restorasyon ile değiştirilmesi sorunu çözer. Kor oluşturmak için kullanılan metal postlar da minenin şeffaf yapısı sonucu alttan yansıma yaparak ya da saldığı metal iyonları sebebi ile minenin rengini koyulaştırabilir [38].

2.6.4.f Kök Rezorpsiyonu

Kök rezorpsiyonu klinik olarak asemptomatik olsa da mine-sement bağlantısında meydana getirdiği pembe nokta ile ayrıcı tanısı yapılabilir [22].

2.6.4.g Yaşlanma (Distrofik Kalsifikasyon)

Doğal yaşlanma süresince fizyolojik olarak ikincil dentin birikmesi, dişin ışığı iletimini etkilemekte ve pulpa odasının daralmasıyla kademeli olarak koyulaşmasına yol açmaktadır [22].

2.7 Beyazlatmanın Dişler ve Çevre Dokular Üzerindeki Yan Etkileri

2.7.1 Servikal Rezorpsiyon

Devital dişlerin beyazlatılması işleminin en sık görülen yan etkilerinden biri servikal bölge rezorpsiyonlarıdır (Resim 5) [155]. Harrington ve Natkin yaptıkları çalışmada sundukları servikal rezorpsiyon ile sonuçlanan dört vakanın ortak noktalarını şu şekilde açıklamışlardır [39]:

- Tüm dişler bir travma sonrasında nekroze olmuşlardır
- Dişler travmaya uğradığında tüm hastalar 11-15 yaşları arasındadır
- Sadece bir vaka hariç, tüm vakalara travmadan birkaç sene sonra ve kanal tedavisi yapılmasını takiben beyazlatma yapılmıştır.
- Tüm vakalarda kostik bir beyazlatma ajanı ve beyazlatmayı aktive etmek için ısı kullanılmıştır.
- Tüm vakalarda dişin sadece servikal üçlü bölgesinde rezorpsiyon meydana gelmiştir.
- Tüm vakalar ilk travmadan sonra bir daha travma görmemiştir.

Beyazlatma prosedürü ile servikal rezorpsiyon arasında kesin bir ilişki kurulamasa da, ortak noktaların olması bir dereceye kadar ilişki olabileceğini göstermektedir. Beyazlatma ajanını dentin kanallarından penetre olarak periodontal

dokuya ulaşması ve enflamatuvar bir süreç başlatması buradaki servikal rezorpsiyonun nedeni olarak düşünülmektedir [39].

Bazı dişlerde mine-sement sınırında defekt bulunabilir ya da mine ve sement kolede birleşmeyebilir. Bu durumda beyazlatma yapılan bu dişlerde beyazlatma ajanları dentin kanalları yolu ile penetre olarak açık kalan dentinden peridonsiyuma ulaşabilir.



Resim 5: Servikal Rezorpsiyon

2.7.2 Dişeti İrritasyonu

Beyazlatma ajanının dişetine temas etmesi sonucu temas bölgelerinde kimyasal hasar oluşabilir. Özellikle vital tedavilerde %10 karbamiit peroksit kullanılarak yapılan beyazlatma sonucunda, hastaların %25-40'ında dişetinde kimyasal irritasyon görüldüğü rapor edilmiştir [40]. Hidrojen peroksit, yüksek konsantrasyonlarda (%30-35) kullanıldığında diş etinde beyaz görüntüde kimyasal yanıklara neden olabilmektedir. Bu yüzden tedavi sırasında mutlaka dişeti bariyeri kullanılmalıdır [17].

2.7.3 Diş Sert Dokusu Üzerindeki Etkiler

Beyazlatma tedavileri sonucunda diş sert dokularında meydana gelen demineralizasyon etkisini araştırırken sıklıkla mikro sertlik testleri kullanılmaktadır. Fakat bu yöntemin mine örneklerini deforme edici etkisinden dolayı gerçek şartları

tam olarak yansıtmadığı düşünülmektedir. Efeoğlu ve ark. mikrobilgisayarlı tomografi yöntemini kullandıkları çalışmalarında beyazlatma ajanı olarak kullanılan %10 karbomit peroksitin 2 hafta boyunca mine yüzeyine uygulandığında 50 µm derinlikte demineralizasyon oluşturduğunu bildirmişlerdir [41]. Ruse ve ark. [42] yaptıkları çalışmada %35 hidrojen peroksitin minenin kimyasal kompozisyonunda herhangi bir değişikliğe yol açmadığını bildirmelerine karşın Rotstein ve ark. %35 hidrojen peroksit kullanıldığında dişin tüm sert dokularında kalsiyum ve fosfat oranının belirgin bir derecede düştüğünü göstermişlerdir [43]. Beyazlatma tedavileri sonucunda dişlerin sadece inorganik değil organik içeriklerinde de değişiklikler olabilmektedir. Oltu ve Gürkan infrared spektroskopik analiz metoduyla yaptıkları çalışmalarında günde 30 dk süre ile 4 gün boyunca %35 karbomit peroksit uygulanan dişlerde minenin organik içeriğinin etkilendiğini ancak %10 ve %16'lık daha düşük konsantrasyonlarda ise herhangi bir değişiklik olmadığını rapor etmişlerdir [44]. Beyazlatma sonrasında dentinin kimyasal yapısında meydana gelen değişim dentinin organik içeriğindeki değişim sebebiyledir. Bir saat %30'luk hidrojen peroksite maruz kalan dentinde, intertübüler alanda farklılaşmalar, sertlikte ve elastiklik modülünde azalma görülmüştür [45].

2.7.4 Yeniden Renklenme

Endodontik tedavi görmüş devital dişlerde beyazlatma işleminden sonra eski renklerine geri dönüş görülmesi rastlanan bir durumdur. Friedman yaptığı çalışmaya göre bu dişlerde iki sene sonra yeniden renklenme görülme sıklığı %10 iken beş yıl sonra %25 ve sekiz yıl sonra %49 olarak bildirilmiştir [46]. Devital dişlerde meydana gelen renklenmenin çoğunlukla pulpal dokuların ve hemoglobinin yıkımı sonucu olduğu bilinmektedir. Fakat geri dönüş mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Beyazlatma işlemi sonucunun ortalama olduğu ya da kanal tedavisi sonrası hemen renklenen dişlerde yeniden renklenme oranlarının daha fazla olduğu düşünülmektedir [47]. Yeniden renklenme ihtimaline karşı dişler orjinal renklerinden bir miktar daha beyazlatılırsa daha başarılı sonuçlar elde edilir.

2.8 Diş Beyazlatma Yöntemleri

2.8.1 İtrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemleri

Intrakoronal diş beyazlatma, kanal tedavisi yapılmış bir dişteki renklenmeyi eski haline çevirmek amacı ile yapılan beyazlatma işlemi olarak tanımlanabilir [48]. İtrakoronal beyazlatma yöntemleri, aşağıdaki gibi birçok durumda başarı ile uygulanabilmektedir [31].

Endikasyonları :

- Dentin renklenmeleri
- Pulpa odası kaynaklı renklenmeler
- Ekstrakoronal beyazlatmaya uygun olmayan renklenmeler

Kontrendikasyonları :

- Yüzeysel mine renklenmeleri
- Defektli mine oluşumu
- Şiddetli dentin kaybı
- Çürük varlığı
- Renklenmiş kompozitler

2.8.1.a Termokatalitik Beyazlatma Tekniği

Termokatalitik beyazlatma tekniği, kullanılan beyazlatma ajanının etkinliğini artırmak amacı ile ısı-ışık uygulamasına dayanmaktadır. Hidrojen peroksit ve ısı arasındaki güçlü etkileşim sonucu meydana gelen hızlı beyazlatma, bu tekniğin uzun yıllar en iyi beyazlatma tekniği olarak kabul edilmesine yol açmıştır [49]. Bu teknikte, beyazlatılacak dişin pulpa odasına %30-35 konsantrasyonda hidrojen peroksit yerleştirilmesinden sonra oksijen çıkışını hızlandırmak için elektrikli ısıtıcı ya da özel olarak dizayn edilmiş lamba gibi aktifleyici bir ışık kaynağı kullanılmaktadır. Bu şekilde ışık uygulaması ile hidrojen peroksitin beyazlatma

etkisini artıran bir reaksiyon olduğu gözlenmiştir [50]. Tekniğin uygulanışı şu şekildedir :

Hastaya uygulanacak tedavi, beklenen sonuçlar ve gelecekte tekrar renklenme olasılıkları hakkında bilgilendirildikten sonra renk skalası ile mevcut renk değerlendirilir. Mevcut restorasyonların renk tonu ve kalitesi belirlenir, eğer defekt varsa restorasyonlar yenilenir. Diş etine örtücü jel sürülerek lastik örtü uygulanır ve mumlu diş ipi ile ligatür yapılır. Eğer ısı lambası kullanılacaksa, ısınma riskinden dolayı metal tutucu kullanılmamalıdır. Anestezi yapılmamalıdır. Hasta ve hekim koruyucu gözlük kullanmalıdır. Kanal dolgusunun üzerine en az 2 mm. kalınlığında polikarboksilat siman, çinko fosfat siman ya da cam iyonomer siman gibi koruyucu bariyer uygulanır. Bariyerin koronal yüksekliği dentin tübüllerini kapatmalı ve diş epitelyel ataşmana uymalıdır [51]. Pulpa odasına sığacak büyüklükte bir pamuk pelet %30-35 konsantrasyonluk hidrojen peroksit ile ıslatılarak pulpa odasına koyulur. Sulu solüsyon yerine jelleştirilmiş hidrojen peroksit de kullanılabilir. Daha sonra bir ısı ya da ışık kaynağı yardımıyla hastanın tolere edebileceği bir şekilde, yaklaşık 50°-60° C'lik bir ısı uygulanır. Gerekli olduğu durumlarda, pulpa odasındaki hidrojen peroksit yenilenebilir. Isı kaynağı 5 dk dan fazla uygulanmamalıdır. Isı kaynağı uzaklaştırılıp dişin soğumasına izin verilir, ardından ılık su ile yıkanır. Diş kurulanır ve bu aşamadan sonra walking bleaching tekniği yani patn pulpa odasına yerleştirilip hastanın gönderildiği teknik uygulanır. Hasta yaklaşık 1 hafta sonra tekrar çağırılır ve beyazlatma etkinliği değerlendirilir. Gerekirse beyazlatma işlemi tekrarlanır [17].

2.8.1.b Walking Bleach Tekniği

Önceleri devital dişlerin beyazlatma tedavilerinde beyazlatma ajanı dişin bukkal yüzeyinden uygulanıp mineden penetre olması beklenirdi. Daha sonra bu tekniğin yeterli sonuç vermediği anlaşılınca beyazlatma işlemi pulpa odasından yapılmaya başlanmıştır [17]. Pearson, diş hekiminin devital dişin avantajlarından yararlanarak beyazlatıcı ajanı pulpa odasında bekletmek suretiyle daha etkili bir beyazlatma yapılabileceğini öne sürmüştür [52]. Spasser, su ile sodyum perborat karışımının pulpa odasında bekletilmesi yöntemini önermiş ve beyazlatma işlemi

hasta günlük yaşamına devam ederken sürdüğünden buna walking bleaching denilmiştir [19]. Bu teknikte su ve sodyum perborat karışımı pulpa odasına koyulduktan sonra istenilen beyazlama elde edilene kadar birer haftalık periyotlar ile işlem yenilenmektedir. Nutting ve Poe, sodyum perborat ile %30'luk hidrojen peroksiti karıştırmışlar ve modifiye walking bleaching olarak adlandırdıkları tekniği geliştirmişlerdir [53]. Buna göre sodyum perborat ve hidrojen peroksit birlikte sinerjik etki göstermekte ve beyazlatma işlemi hızlanmaktadır. Teknik şu şekilde uygulanır :

Renk skalası kullanılarak dişin rengi belirlenir, tedavi öncesi başlangıç fotoğrafları alınır. Diş lastik örtü ile izole edilir. Beyazlatma ajanının olası sızıntısını önlemek amacı ile lastik örtü sıkı bir şekilde servikal marjine yerleştirilir. Eğer hidrojen peroksit kullanılacaksa lastik örtü yerleştirilmeden önce diş eti çevresine vazelin sürülebilir. Giriş kavitesinden varsa tüm restoratif materyaller uzaklaştırılır. Pulpa odasının ve boynuzlarının tam olarak boşaltıldığından emin olunmalıdır, çünkü kalan doku artıkları yavaş yavaş parçalanarak renklenmeye neden olabilmektedir. Kanal dolgusu yapıldıktan sonra tüm materyaller labial dişeti marjini seviyesinin aşağısına kadar indirilir ve kalan pat artıkları kloroform ya da ksilenli pamuk pelet ile çözümlenerek uzaklaştırılır. Kanal dolgusunun üstü en az 2 mm kalınlıkta olacak şekilde CIS, IRM, çinko fosfat siman, polikarboksilat siman gibi kaide maddeleri ile örtülür. Bariyerin koronal yüksekliği, dentin tübüllerini tamamen kapatacak ve eksternal epiteliyel ataşmana uyacak şekilde olmalıdır [51]. Sodyum perborat'ın su ya da serum fizyolojik gibi inert bir likitle karıştırılarak elde edilen ıslak kum kıvamındaki karışımı, plastik bir enstrüman yardımı ile pulpa odasına uygulanır ve pulpa odasının tüm duvarlarına teması sağlanır. Üzerine konulan geçici dolgu maddesi en az 3 mm. kalınlığında olmalıdır ve iyi bir örtücülük sağlamalıdır. Hastaya beyazlatma ajanının etkisini hemen göstermeyeceği anlatılmalıdır. Hasta 2 hafta sonra tekrar çağırılarak gerek görülyorsa işlem tekrarlanır. Beyazlatma yeterli değilse isteğe bağlı olarak modifiye walking bleaching tekniği de uygulanabilir [17].

2.8.1.c Inside/Outside Bleaching

Bu teknik devital internal beyazlatma ile ev tipi beyazlatmanın kombinasyonudur. İlk defa Settembrini tarafından tanımlanmıştır [54]. Devital dişin hazırlanması walking bleach tekniğinde olduğu gibidir. Kök kanal tedavisinin üzeri cam iyonomer siman ile kapatılır, giriş kavitesi tamamen temizlenir ve beyazlatma işlemi için hazır hale getirilir. Tüm tedavi süresince pulpa odası açık bırakılır. Beyazlatma jeli hasta tarafından hem pulpa odasının içerisine hem de dişin yüzeyine uygulanır. Beyazlatma miktarının takibi açısından her 2-3 günde bir hasta çağrılmalıdır. İstenilen beyazlığa ulaşıldıktan bir hafta sonra daimi restorasyon yapılır. Bu tekniğin bir dezavantajı beyazlatma süresinin uzaması durumunda hasta şikayetlerinin artmasıdır. Avantajı ise vital olmayan dişleri beyazlatırken beyazlatma ajanının hem dişin içine hem de dış yüzeyine uygulanmasıdır [54].

2.8.2 Ekstrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemleri

Ekstrakoronal diş beyazlatma yöntemleri tek dişe ya da tüm arka uygulanabilmektedir.

Endikasyonları :

- Tetrasiklin renklenmeleri
- Florozis renklenmeleri
- Yaşlanmaya bağlı renklenmeler
- Mine dekalsifikasyon ve demineralizasyonuna bağlı renklenmeler
- Kahve, çay, tütün kullanımına bağlı dış kaynaklı renklenmeler
- Kendi dişlerinin renginden memnun olmayan hastalar

Kontrendikasyonları :

- Hassasiyet olan dişlerde
- Mine çatlak, defekt ve kırıklarında
- Çok koyu renklenmelerde

- Beklentisi çok yüksek olan hastalarda
- Süt dişlerinde
- Dentin ve sementin ekspoz olduğu durumlarda
- Peroksit allerjisi olan bireylerde [55]
-

2.8.2.a Ofiste Uygulanan Ekstrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemi

Kullanımdan kısa süre önce %35'lik karbamit peroksit sıcak su altında bekletilir ve hastanın ağızı için özel yapılmış apareye yerleştirilir (Resim 6) [156]. Hasta ağızında aparey ile, yaklaşık 30-60 dakika bekleme salonunda bekletilir. Süre tamamlanınca hastanın ağızından aparey çıkarılır ve dişler yıkanır. İstenilen beyazlığa ulaşılan kadar aynı işlem birkaç seans tekrar edilebilir [56].



Resim 6: Özel apareyde karbamit peroksit uygulaması

2.8.2.b Evde Uygulanan Ekstrakoronal Diş Beyazlatma Yöntemi

Bu yöntemde hastanın ağızına uygun rezervuarlı ya da rezervuarsız bir aparey oluşturulur (Resim 7) [157]. Uygulama 2 günde bir 30 dk ya da 2 saat süre ile 2-6 hafta boyunca kullanım şeklindedir [57]. Ev tipi beyazlatma ajanlarının %5'lik düşük konsantrasyonlardan %36'lık yüksek konsantrasyonlara kadar geniş bir yelpazede beyazlatıcı ajan konsantrasyonu içeren ürünleri piyasada mevcuttur. Yüksek

konsantrasyondaki beyazlatma ajanları beyazlatmayı hızlandırmalarına rağmen, işlemi hasta için daha konforsuz bir hale getirirler [58].



Resim 7: Ölçüden elde edilmiş aparey

2.8.2.c Over-the-contour Ürünler

Piyasada hastaların bulabileceği ürünlerdir. Beyazlatıcı içerikli diş macunları, beyazlatma bantları (Resim 8) [158] aparey içine uygulanan jel içerikli sistemler, fırça ile paint-on uygulamaları bu ürünlerden birkaçıdır (Resim 9) [159].



Resim 8: Beyazlatma stripi

Beyazlatıcı içerikli diş macunlarının bazıları az miktarda peroksit içerirler, çoğunlukla aşındırıcı özellikte diş macunlarıdır. Beyazlatma stripleri %6,5 hidrojen peroksit, paint-on fırçalar ise %18 karbamit peroksit içerirler. Profesyonel ürünlerle karşılaştırıldığında temas süreleri oldukça azdır, buna bağlı olarak beyazlatma etkinlikleri de az olmaktadır. Hekim kontrolünde kullanılmadığından genelde

kullanım prosedürlerinde de hatalar vardır. Bu ürünler ile ilgili yapılan çalışma sayısı azdır. Uzun dönem etkileri bilinmemektedir [59].



Resim 9: Paint on fırça

2.9 Dişlerin Beyazlatılma Mekanizması

Beyazlatma işlemi kullanılan peroksit ve türevlerinin redoks yani oksidasyon-redüksiyon reaksiyonu oluşturmasıyla meydana gelmektedir. Oksidasyon-redüksiyon reaksiyonunda okside edici ajan serbest radikalleri vererek indirgenirken, beyazlatılan madde yani indirgeyici ajan verilen elektronları alarak okside olur yani yükseltgenir [60]. Peroksit solüsyonları düşük molekül ağırlıkları sebebi ile mine ve dentine penetre olup buradaki büyük moleküllü pigmentlerle reaksiyona girerek onları küçük moleküllere parçalar. Bu işlemde karbon bağları açılarak daha açık renkli zincirlere dönüşür ve diş beyazlar [61]. Hidrojen peroksit uygulandığında ilk olarak mine ve dentinin interprizmatik yapısına girer. Koyu pigmentli karbon halkası içeren bileşikler okside eder ve rengi daha açık olan bileşiklere dönüştürür. Örneğin sarı pigmentli olan çift bağlı karbon bileşikler, alkol gibi renksiz olan hidroksi gruplarına dönüşür. Açığa çıkan reaktif maddeler, stabil bir yapıya ulaşmak için uzun zincirli, koyu renkli kromofor olarak bilinen renk pigmentlerinin yapısında bulunan doymamış bağlara bağlanırlar. Örneğin, Fe_2O_3 (Fe^{+3}) gibi renklenmiş metal oksitleri renksiz FeO (Fe^{+2})'ye dönüştürürler. Oluşan moleküller ya diştten dışarı çıkacak kadar küçük ya da daha açık renkli bileşiklerdir.

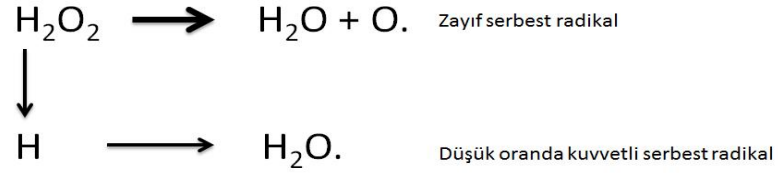
Beyazlatma işlemi büyük renkli pigmentlerin doyma noktasına kadar devam eder. Doyma noktasından sonra beyazlatma işlemine devam edilmesi durumunda karbon içeren proteinlerin karbon desteği kırılır ve mine kaybında artış meydana gelir. Bu yüzden beyazlatma işlemi doyma noktasına kadar yapılmalıdır. İki seans arasında gözle görülür bir farkın olmaması doyma noktasına ulaşıldığını gösterir [62].

2.10 Diş Beyazlatmada Kullanılan Ajanlar ve İçerikleri

Günümüzde diş beyazlatmada en çok kullanılan ajanlar hidrojen peroksit, karbamid peroksit ve sodyum perborattır. Bu materyaller toz, sıvı ya da jel formunda olabilirler. Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit ekstrakoronal beyazlatma, sodyum perborat ise intrakoronal beyazlatma ajanları olarak tercih edilirler. Bu maddeler bir arada ya da ayrı ayrı kullanılabilirler [43].

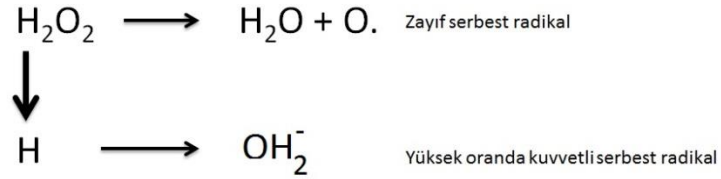
2.10.1 Hidrojen Peroksit (H₂O₂)

Hidrojen peroksit en sıklıkla kullanılan beyazlatıcı ajanlardan biridir. Etki mekanizması tam olarak anlaşılammakla birlikte oksijen açığa çıkarması ve oksidasyon-redüksiyon reaksiyonu yoluyla renk pigmentlerini yükseltgemesi yoluyla beyazlatma etkinliğinde sıcaklık, pH, ultraviyole ışık (UV) ve bazı iyonların varlığı gibi çevresel faktörler rol oynar. Hidrojen peroksitin sudaki %30'luk solüsyonu süperoksol olarak adlandırılır ve beyazlatma için en çok kullanılan maddedir. Işık, molekülde parçalanmalar meydana getirdiği için koyu renk şişede ve buzdolabında saklanmalıdır. Hidrojen peroksit, okside edici bir ajandır ve perhidroksil (HO²⁻) ve oksijen (O) gibi çok reaktif serbest radikaller oluşturabilir. Perhidroksil anyonu (HO²⁻) beyazlatmada tek başına etkili olabileceği gibi serbest radikallerin oluşmasında etkili olur [63]. Hidrojen peroksitin iyonizasyonu Şekil 4'deki gibidir.



Şekil 4: Hidrojen peroksitin iyonizasyonu

Serbest radikaller stabil değildirler. Çünkü atomik orbitallerinde bir ya da daha fazla çiftleşmemiş elektronlar vardır. Moleküler yapılarını stabilize etmek için komşu bileşikten elektron alma eğilimindedirler. HO^2 iyonunun artması için en uygun pH 9.5 ile 10.8 arasındadır. Bu aralıkta tamponlanmış hidrojen peroksitin iyonizasyonu ile yüksek oranda perhidroksil (HO^2) serbest radikali oluşur (Şekil 5). Bu da beyazlatma etkisinin artması demektir [63].



Şekil 5: Yüksek oranda perhidroksil oluşması

2.10.2 Karbamiit Peroksit ($\text{CH}_6\text{N}_2\text{O}_3$)

Karbamiit peroksit sulu bir solüsyondur ve dişlerin beyazlatılması amacı ile üretilmiştir (Resim 10) [160]. Kararlı bir yapıda değildir. Üre hidrojen peroksit olarak da bilinir. Doku ile temas ettiğinde üre, amonyum, karbonik asit ve hidrojen peroksit oluşur. Genellikle %10 karbamiit peroksit, %88 gliserin, stabilize edici, koyulaştırıcı ve tat verici maddeler içerir. %10'luk karbamiit peroksit parçalandığında %6,5 üre ve %3,5 hidrojen peroksit açığa çıkar. Daha sonraki aşamada ise amonyak ve karbonik asite parçalanır. Amonyak pH değerini yükseltir, bu da reaksiyon sırasında serbest radikallerin oluşumu için gereken aktivasyon enerjisini artırır. Karbamiit peroksitin pH'ı 5 ile 6,5 arasındadır. Karbapol içeren karbamiit peroksit ürünlerinin oksijen salınımı karbapol içermeyenlere göre 2,5 kat daha uzundur.

Karbapol içeriği daha yavaş oksijen salınımı olmasını sağlar ve materyalin raf ömrünü de uzatır [64].



Resim 10: Karbomit peroksit içerikli jel

2.10.3 Sodyum Perborat ($\text{NaBO}_3 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$)

Sodyum perborat 20. Yüzyılın başından beri çamaşır deterjanlarında beyazlatıcı olarak kullanılmaktadır. Suda çözündüğünde sodyum metaborat ve hidrojen peroksit'e parçalanan beyaz bir toz şeklinde dir (Resim 11) [161]. Açığa çıkardığı serbest oksijen miktarı bulunduğu forma göre değişmektedir. Monohidrat, trihidrat ve tetrahidrat formları bulunur [65]. Monohidrat formunda kristalizasyonda hiç su molekülü bulunmazken, tetrahidrat formunda sodyum perborat halkasına 6 adet su molekülü bağlıdır. Sodyum perborat taze olduğunda %95 oranında perborat içerir ve %9.9 oranında serbest oksijen açığa çıkartır. Sodyum perborat kuru toz halindeyken kararlıdır. Ancak asit, ılık hava veya su varlığında sodyum metaborat, hidrojen peroksit, ve serbest oksijene parçalanır. Sodyum perboratın beyazlatma etkinliğini belirleyen etken yapısındaki oksijen konsantrasyonudur. Oksijen konsantrasyonlarına göre sıralandığında, monohidrat %16, trihidrat %11,8 ve tetrahidrat %10,4 aktif oksijen içermektedir. Sodyum perboratın kontrolü kolaydır ve konsantre hidrojen peroksit solüsyonlarından daha güvenlidir [66].



Resim 11: Sodyum perborat tetrahidrat

2.11 Beyazlatma İşlemini Etkileyen Faktörler

Beyazlatma işlemine etki eden faktörler şunlardır :

a. Diş Yüzeyindeki Eklentiler :

Diş yüzeyindeki eklentiler hidrojen peroksitin iyonlarına ayrışmasını engelleyerek serbest radikal oluşmasını önler. Bu da hidrojen peroksitin beyazlatma etkisini ortadan kaldırır. Bu yüzden beyazlatma işlemine başlamadan önce polisaj işlemi yapılarak diş yüzeyindeki renklenmeler ve eklentiler uzaklaştırılmalıdır [27].

b. Hidrojen Peroksit Konsantrasyonu

Kullanılan hidrojen peroksitin konsantrasyonu ne kadar fazla ise beyazlatma işlemi sırasında gerçekleşen oksidasyon işlemi de o kadar artar. Genellikle kullanılan en yüksek hidrojen peroksit konsantrasyonu %35'tir [56].

c. Hidrojen Peroksitin Isısı

Sıcaklıktaki 10 °C'lık bir artış beyazlatma hızını iki katına çıkarmaktadır. Ancak bu miktarda bir ısı artışı diş ve çevre dokularda geri dönüşümsüz bir hasara yol açabileceğinden işlemin güvenli bir ısı aralığında yapılması tavsiye edilir [67].

d. Hidrojen Peroksitin pH'ı

Hidrojen peroksit raf ömrü kısa bir beyazlatıcı ajan olduğundan, korunması ve saklanması sırasında pH'ı düşürmektedir. Hidrojen peroksitin oksidasyon etkisi açısından beyazlatma işleminde uygun olan pH 9.5 ile 10.8 arasındadır [61].

e. Beyazlatıcı Ajanın Uygulama Süresi

Beyazlatmanın etkinliği beyazlatıcı ajanın uygulama süresiyle doğru orantılıdır. Uygulama süresi arttıkça beyazlatma etkinliği ve dişteki renk değişimi de artar [27].

f. Renklenme Nedeni

Renklenmenin içsel ya da dışsal olması ve etiyojisi de uygulanacak beyazlatma ajanını, konsantrasyonunu ve uygulama süresini etkilemektedir [27].

2.12 Beyazlatmada Aktivasyon Amaçlı Kullanılan Işık Kaynakları ve Yöntemleri

Beyazlatmada ışık cihazı kullanılmasının nedeni dişi beyazlatmak değil, ışığa duyarlı beyazlatıcı ajanın ışığı emerek peroksitin enerjisini arttırması ve böylece absorbe edilen enerjiyi peroksite aktarmasıdır. Bu şekilde hidrojen peroksitin oksijen salımı ve serbest radikal oluşturması süreci hızlanır. Işık cihazları restoratif materyallerin polimerizasyonu işleminde de sıklıkla kullanılırlar.

Beyazlatma ajanlarının aktive edilmesi için LED'ler, plazma ark cihazları, çeşitli dalga boylarında lazerler ve akkor lambalar önerilmiştir [68].

2.12.1 Ultraviyole Işık Cihazları

Yetmişli yılların başlarından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Görünür ışık sistemlerine göre daha az derinliğe penetre olurlar. Bunun yanında hekim ve hasta için zararlı olabilmektedirler. Günümüzde, filtreli (1014 mW/cm^2) veya filtresiz (574 mW/cm^2) olarak, diş laboratuvarlarında ve rezinlerin indirek polimerizasyonlarında kullanılmaktadırlar (Resim 12) [69,162].



Resim 12: Ultraviyole ışık cihazı

2.12.2 Halojen Işık Cihazları

Işık kaynağı olarak halojen tungsten ampul kullanılır. Quartz tungsten halojen (QTH) lambalar, genellikle ultraviyole ve infrared (IR) ışıklarını süzen ve yayılan ışığın dalga boyunu 400-580 nm arasında sınırlamaya çalışan filtrelere sahiptir. Böylelikle bu ışıkların canlı dokular üzerindeki muhtemel yan etkileri azaltılmaya çalışılmaktadır. Optik filtrelerin genel bir zaafı tüm radyasyonu ortadan kaldıramamalarıdır. Bu nedenle QTH ve plazma ark lambaları kullanılırken bir miktar IR ışık açığa çıktığı ve fazladan pulpa içi ısı artışı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır [70,163] (Resim 13).



Resim 13: Halojen ışık cihazı

2.12.3 Yüksek Enerji Yoğunluklu Halojen Işık Cihazları

Yüksek enerji yoğunluğuna sahip ve $800-1000 \text{ mW/cm}^2$ ve üzerinde görünür mavi ışık üreten halojen ışık cihazları da üretilmeye başlanmıştır. Bu cihazların standart, yumuşak kademeli ve destek polimerizasyon gibi modları vardır. Çok hızlı polimerizasyon sağlayabilen fakat bu sebeple polimerizasyon büzülmesini çok fazla arttıran plazma ark cihazlarına göre daha ekonomik ve güvenlidirler [71].

2.12.4 Işık Yayan Diod Sistemleri (LED)

Işıkla aktive olan beyazlatmada kullanılan ışık yayan diod (LED) sistemleri bir arada bulunan çok sayıda LED ampulünden oluşmaktadır (Resim 14) [164]. LED'ler 20-80 nm genişliğinde bir bant aralığında ışık açığa çıkarmaktadır. Bu nedenler tek renkli ışık üreten lazerler ile QTH ve plazma arklar gibi geniş spektrumlu ışık cihazları arasında bir konuma sahiptirler. Beyazlatma için önerilen LED sistemleri kızıl ötesi ışık filtresi içermezler. Bu yüzden açığa çıkan bir miktar IR ışınım, kullanım süresi uzadığında pulpada hasar oluşturabileceği unutulmamalıdır [70].



Resim 14: Işık yayan diod sistemi

2.12.5 Plazma Ark Işık Üniteleri (PAC)

Plazma ark ışık üniteleri, uygulama süresini kısaltmak amacı ile kullanıma sunulmuştur. 470 nm dalga boyunda ışık yayan xenon ark lambasına sahiptir (Resim 15) [165]. Meydana gelen yüksek ışık yoğunluğundan dolayı 5-10 saniye gibi düşük uygulama süreleri vardır. Ancak bu tip yüksek yoğunluklu ışık uygulamaları polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Son zamanlarda 1-3 saniye gibi çok kısa uygulama sürelerine ve daha yüksek ışık yoğunluğuna sahip PAC üniteleri de üretilmiştir [72].



Resim 15: Plazma ark ışık ünitesi

2.12.6 Lazer

Dış hekimliğinde birçok işlemi yapmak üzere tasarlanmış lazer ünitelerinin beyazlatma işlemlerinde de kullanılabilmesi için özel başlıklar tasarlanmıştır ve bu başlıklar yolu ile lazer ışığı birden fazla diş üzerine gelecek şekilde dağıtılmaktadır (Resim 16) [166]. Lazer kullanıldığında diş veya jel yüzeyinde birim alana düşen enerji miktarı plazma ark ve QTH cihazlarına göre daha azdır. Beyazlatmada kullanılan lazer, oksidasyon reaksiyonunu hızlandırır. Bu işlem için en çok kullanılan lazerlerden biri diyot lazerdir. Beyazlatma işlemi sırasında yüksek pigmentli karbon bölgelerde kırılmayı hızlandırır ve ısı açığa çıkarır [73]. Arslan ve ark. PIPS ile aktive edilmiş %35'lik hidrojen peroksiti sadece sodyum perborat ve hidrojen peroksit ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, hidrojen peroksitin PIPS ile aktive edilmesinin beyazlatma işlemini anlamlı derecede hızlandırdığını göstermişlerdir [74].

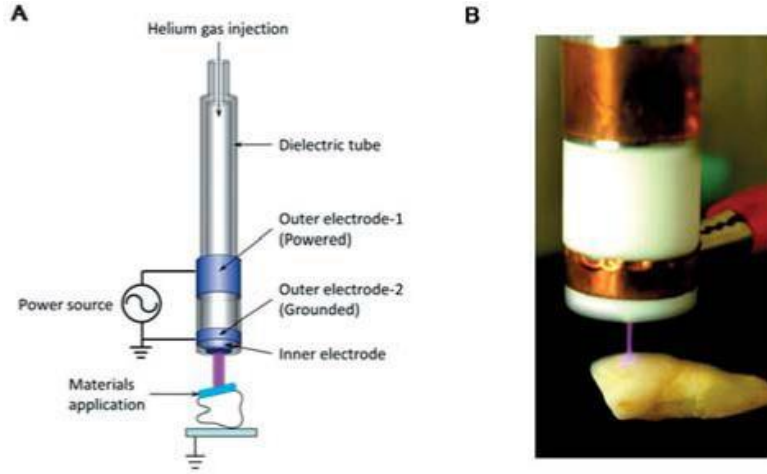


Resim 16: Lazer ile beyazlatma uygulaması

2.12.7 Atmosfer Basıncı Plasma Jet

Yakın bir geçmişte yapılan bir çalışmaya göre beyazlatmayı hızlandırıcı katalizör olarak ışık kullanımı yerine atmosferik basınçlı plazmanın kullanımı önerilmiştir [75]. Plazma maddenin dördüncü halidir ve yüklenmiş parçacıklar, radikaller ve güçlü bir elektrik alandan oluşur. Dolayısıyla çok reaktif bir maddedir. Plazma jet cihazları etrafındaki havada düşük ısıda plazma oluşturur, bu yüzden

doğrudan dişe uygulanabilir. Bu şekilde oluşturulan enerjik iyonlar, serbest elektronlar ve hidroksil radikalleri doğrudan beyazlatmaya etki ederler. Bunun yanında meydana gelen plazma sinerjik etkisinden dolayı beyazlatma süresini de kısaltmaktadır. Nam ve ark.'ın çalışmalarında kullandıkları plazma cihazının uygulayıcı ucu dişteki kavitelere girecek şekilde incedir ve bu şekilde pulpa odasındaki beyazlatma jeline atmosferik basınçlı plazma uygulaması yapılmasına olanak sağlamaktadır (Resim 17) [76]. Plazma ile muamele edilen beyazlatma jelinden nedeni tam olarak bilinmeyen bir mekanizma ile serbest radikal oluşumu 3 kat kadar artmaktadır. Bu da beyazlatmanın hem hızını hem de etkinliğini arttırmaktadır [77].



Resim 17: Plazma uygulama başlığı

2.13 PLAZMA

Düşük ısılı plazma teknolojisinin tıp alanında kullanılmaya başlanması hastalıkların tedavi edilmesi yönünde bir devrim olarak nitelendirilebilir. Bu yenilikçi yaklaşım kimyasal medikasyonların yerine geçebilecek kapasiteye sahiptir. Patojenleri inaktive etmek üzere uygulandığı, ilaçlara direnç kazanan mikroorganizmalara bağlı enfeksiyonların tekrar etme problemini de ortadan kaldırmaktadır [78].

Plazma fiziği, uzun yıllardır tıp alanı dışındaki bilim dallarında uygulanmaktadır. Günlük yaşamımızda da yüzlerce alanda kullanımına yer bulunmaktadır. Geçtiğimiz yıllarda plazmanın biyolojik etkilerinin keşfedilmesi tıp alanında da kullanımına ilk kapıyı aralamıştır. Tıp alanında biyolojik gelişmelerin moleküler ve nanoteknoloji alanına doğru ilerlemesi ile iki alanın bir araya gelmesi söz konusu olmuş ve plazma tıbbı denilen alan ortaya çıkmıştır. Dielektrik bariyer deşarjı ve düşük ısılı plazma jetlerin tanıtılması ile plazmanın kullanım alanını kısıtlayan yüksek ısı, vakum, yüksek enerji ve soygazlar gibi etmenler ortadan kalkmış ve plazma, oda ısısı, serbest hava, düşük güçlü atmosferik basınçta kullanılabilir bir hale gelmiştir [78].

Plazma tıbbı henüz emekleme aşamasında sayılabilir. Bu yüzden bu alanın tam potansiyeline ulaşabilmesi için daha fazla çalışmalar yapılması gerekmektedir. Uluslararası Plazma Tıbbı Topluluğu bu alanda kurulan ilk topluluktur ve henüz birkaç yıl önce kurulmuştur. Yine bu alanda yapılan çalışmaların yayınlandığı ilk resmi dergi "Journal of Plasma Medicine" dir ve yayım hayatına birkaç yıl önce başlamıştır [78].

Gezeganimizde maddenin katı, sıvı ve gaz olarak üç hali olduğu kabul edilmektedir. Ancak tüm evrende diğer üç halinden çok daha fazla bulunan ve artık maddenin dördüncü hali olarak kabul edilen plazma hali vardır. Eğer bir gaz ısıtılır ya da yüksek bir elektrik etkiye maruz bırakılırsa, kaynak elektronlar yüksek kinetik enerji elde etmek üzere hızlandırılırlar. Bu kaynak elektronlar, atomlar ve arka plandaki gazın molekülleri ile çarpıştıklarında, buradaki elektronları serbestleştirerek pozitif yüklü atomik ve moleküler iyonlar meydana getirirler. Bu nötral atom ve moleküller, iyonlar ve elektronların karışımına plazma adı verilir. Plazma oluşturmak üzere uygulanan güç ve uygulama şartlarına bağlı olarak plazmayı oluşturan farklı parçacıklar, enerjik bir eşitlik halinde bulunabilir ya da farklı enerji seviyelerine sahip parçacıklardan oluşabilmektedir. Termal ya da yüksek ısı (sıcak) plazmalar dengede olan plazmalardır yani plazmadaki tüm parçacıklar aynı enerjiye sahiptir. Dengede olmayan ya da düşük ısılı (soğuk) plazmalar iyonlardan çok daha yüksek enerjili elektronlara sahiptirler. Yüksek ısı plazmaları, enerji üretimi araştırmaları ya da kaynak yapma gibi alanlarda kullanılmaktadır. Düşük ısılı plazmalar, yarı

iletkenlerin üretimi (bilgisayar çipleri), televizyon ekranları ve neon tüplerinin üretimi gibi alanlarda kullanılmaktadır. 2000’li yılların başından beri tıp alanında da kullanılmaya başlanmıştır. Araştırmacılar düşük ısılı plazmanın canlı doku ile doğrudan temasını sağlayarak patojenleri inaktive etmek, yara iyileşmesini hızlandırmak, kanama durdurmak, yara dezenfeksiyonu sağlamak ve bazı kanser türlerinde seçici olarak kanserli hücreyi öldürmek üzere yöntemler geliştirmişlerdir. Tüm bu araştırma alanlarındaki çalışmalar hızla devam etmekte ve tümüne birden plazma tıbbı adı verilmektedir [78].

Plazma, yüksek oksidatif özellikleri olan hidroksil (OH) ve atomik oksijen (O) gibi kimyasal olarak reaktif türevler üretmektedir. Örneğin, biyolojik hücrelerin membranını oluşturan lipidler ve proteinlerin oksidasyonu, fonksiyonlarını kaybetmelerine ve bazı durumlarda membranın tamamen parçalanmasına neden olmaktadır. Bakteriler, plazma tarafından meydana getirilen bu ortamda yaşayamamakta ve hatta bakteriyel süşun direncine göre saniyeler ya da dakikalar içinde tamamen yok olmaktadır [79]. Bu yüzden, plazma tarafından üretilen reaktif türevler, cerrahi aletler ya da tıbbi cihazların üzerlerinde üreyen bakteri, virus ve mantarları hızla inaktive edebilmektedir.

Plazma, biyofilm tabakasının proliferasyonunu kontrol etmek için etkili bir yöntemdir [80]. Biyofilm, mikroorganizmaların kaynakları etkili kullanabilmesi, ve birbirleri ile iletişim halinde olarak topluluğun yaşamını devam ettirebilmesi için oluşturdukları üç boyutlu bir yapıdır. Biyofilmler, kimyasallara ve hatta antibiyotiklere yüksek direnç gösterirler. Bu yüzden kontrol edilmediklerinde oldukça zararlı olabilmektedirler. Dental plak oral bir biyofilmdir ve periyodontal hastalıklar ve diş çürüğünün en önemli nedenidir. Plazma uygulamalarının oral bakteri plağına karşı oldukça etkili olduğu gösterilmiştir. Çürük kaviteğinde uygulandığında kavitedeki çürük dokusunu kısmen uzaklaştırabilmektedir [81]. Düşük ısı plazmasının apoptozisi indükleyerek bazı kanser türlerinin kontrol altına alınmasında kullanılabileceğı de gösterilmiştir.

2.13.1 DENGEDEN OLMAYAN PLAZMALARIN İLKELERİ

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 plazmaların yaygın kullanımının en önemli sebeplerindendir [78]. Gaz plazma kaynağı bir materyal ile temasla geçtiğinde, plazma kaynağından materyalde bir çok değişiklikler meydana getiren farklı enerji kaynakları ortaya çıkar. Bu değişiklikler materyalde hasar meydana gelmesi gibi fiziksel ya da polimerik yüzey fonksiyonlarında değişiklikler oluşması gibi kimyasal olabilir. Düşük ısı plazma uygulamalarında kimyasal değişikliklerin oluşması tercih edilir. Isı ya da şok oluşması gibi fiziksel değişikliklerin oluşması istenmez. Bunun için uygulama alanında 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 plazmaların kimyasal enerjisi kritik öneme sahiptir ve düşük ısıda aktarılmalıdır. Örneğin, deri dezenfeksiyonu uygulamalarında, derinin yanmasını engellemek için uygun reaktif plazmanın deriye 60 °C altında iletilmesi gerekir [82]. Genel olarak değerlendirildiğinde ideal plazma özellikleri : (1) bir elektron volt (11000 Kelvin'e denk) elektron enerjisi, (2) 100 °C'yi (373 Kelvin) geçmeyen gaz sıcaklığıdır. Bu durum, elektron kinetik enerjisinin plazmanın termal enerjisinden çok daha fazla olduğu ya da termodinamik eşitliğin olmadığı bir durumu gösterir. Bu şekilde enerji eşitliğinin olmadığı gaz plazmalar, dengeden olmayan gaz plazmaları olarak da bilinir [78].

2.13.2 PLAZMA ATEŞLENMESİ VE İDAMESİ

Elektriksel bir deşarja maruz kalmadığında tüm gazlar elektriksel olarak nötraldir ve gaz atomları dengeli bir proton-elektron oranına sahiptir. Protonlar atomun çekirdeğinde yer alırken, elektronlar atomun orbitallerindedirler ve çekirdeğin etrafında hareket ederler. Elektronlar, elektrostatik çekim kuvveti ve çekirdeğin etrafında dönerlerken oluşan merkezkaç kuvveti yolu ile çekirdek etrafında hapsolmuşlardır. Atomun etrafındaki tüm elektronların toplam yükü, atomun çekirdeğindeki protonların toplam yükü ile eşittir, bu şekildeki bir atom iyonize olmadığında elektriksel olarak nötraldir. Her gaz için (örneğin helyum, argon ya da oksijen) en düşük enerjili olanı çekirdeğe en yakın ve farklı enerji seviyeleri ile karakterize olan farklı elektron yörüngeleri mevcuttur [78].

Normalde elektronların çoğu en düşük enerji yörüngesinde hareket ederler ve bir üst enerji seviyesine atlamaları için elektronların dış bir kaynaktan yeterli miktarda enerji almaları gerekir. Elektrik deşarjlarında, bu enerji orbital elektronuna gaz içerisinde hareket eden serbest elektronlardan aktarılır. Yüksek enerji yörüngeleri çekirdekten daha uzakta yer aldığından, bir elektronun bu enerji seviyelerine atlaması için daha fazla enerji gerekir. Sonunda elektron bu enerji seviyesinden de dışarı atlayacak miktarda enerji aldığında, çekirdeğin elektrostatik kuvvetinden kurtularak serbest elektron haline dönüşür. Bu şekilde bir elektron kaybeden gaz atomu pozitif yüklenmiş ve iyonize hale gelmiş olur. Bu noktadan sonra, hem elektron hem de iyon, dışsal olarak uygulanan elektrik alan aracılığı ile hızlandırılırlar. İyon elektrondan çok daha ağır olduğundan daha az hareketlidir [78].

Gaz atomundan kurtulan elektron dışarıdan uygulanan elektrik alan yolu ile kazandığı kinetik enerji sayesinde hızlanır ve diğer gaz atomları ile çarpışabilir ve anlatılan mekanizma yolu ile diğer atomlardan elektron serbestleştirebilir. Bu süreç, başlangıç elektronu ve sonradan serbestleşen elektronlar katodtan anoda hareket edene kadar sürekli olarak kendini tekrar ederek devam eder. Bu mekanizma gaz ateşlenmesi için gereken bir süreçtir. Ancak süreç içerisinde elektron kayıplarına yol açan bazı mekanizmalar ile ateşleme gerçekleşmeyebilir. Bu yüzden ateşlemenin idamesi için, serbestleşen ve hızlandırılan elektron sayısının, kayıp sayısından fazla olması gerekir [78].

Dışsal elektrik alan etkisi ile hızlandırılan enerji yüklü elektronlar ve iyonlar, gaz atomları ve moleküller ile çarpışarak makroskobik ve mikroskobik fizyokimyasal 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 yayabilir [78].

Özellikle canlı dokulara plazma uygulanırken gaz sıcaklığının kontrol altında tutulması önemlidir. Gaz iyonizasyonunu belirli bir seviyede tutabilmek için en çok kullanılan tekniklerden biri, iyonize olacak gaz atomlarının sayısını azaltmak ya da başka bir deyişle gaz parçacık konsantrasyonunu ya da gaz basıncını azaltmaktır. Bu da plazmayı oluşturacak gazın bir vakum odasında tutulması ile mümkündür. Bu şekilde gazın basıncı düşürülmüş olur ve elde edilen gaz deşarjına düşük basınçlı plazma denir. Ancak tıp ve sağlık alanında kullanılan ve canlı dokulara doğrudan temas eden gaz plazmaların ortam koşullarında uygulanabilmeleri için gaz iyonizasyonunun kontrol edilerek gaz basıncının düşürülmesi gerekir. 1980'lerin ikinci yarısından beri plazma alanında elde edilen gelişmeler, vakum odasına gerek olmadan gaz plazmaların atmosferik basınç altında uygulanabilirliğini mümkün kılmıştır. Bunlar günümüzde genel olarak soğuk atmosferik plazmalar olarak adlandırılır [78].

2.13.3 PLAZMA MODLARI VE UYGULAMA ŞEKİLLERİ

Gaz deşarjı ateşlendikten sonra, kesintisiz enerji uygulamaya devam edildikçe deşarj akımı artmaya başlar. Bu artış bazı aşamalar ile olur. Deşarj ateşlemesinden hemen sonra, yüklü parçacıkların sayıları azdır ve oluşturdukları yüklü alan da zayıftır. Elektronlar ve iyonların hızları azdır ve az sayıda enerji yüklenmiş elektron ve iyon vardır. Bunun iki sonucu vardır. Birincisi katoda doğru hareketlenmiş iyonlar ile ilişkilidir. Buna ikincil elektron emisyonu denir. İyonların düşük kinetik enerjileri ve konsantrasyonlarının az olması, iyon-katod bombardımanı sonucu ortaya çıkan elektron sayısının, elektron-katod bombardımanı sonucu meydana gelen elektron

sayısından az olmasına neden olur. İkincisi ise, ortamda yeterli sayıda enerji yüklü elektronun olmaması, bir üst enerji seviyesine yükselmiş gaz atomlarının foton salınımı yapmadan tekrar eski enerji seviyelerine geri dönmesine neden olur. Diğer bir deyişle, foton emisyonu çok azdır ve plazma gözle görülemez. Plazmanın bu moduna Townsend modu denir [83]. Dışsal enerjinin artmasıyla daha fazla enerji yüklü elektron ve iyon oluşur. Bu şekilde sayılarının ve kinetik enerjilerinin artmasıyla, foton emisyonunda artış meydana gelir ve plazma gözle görülür hale gelmeye başlar. Hızlanmış elektronlar katoda çarparak elektronları uzaklaştırır ve katodun çevresinde hızları daha az olan pozitif iyonları bırakır. Bunun sonucu olarak, mobiliteleri az olan iyonlardan oluşan birkaç yüz mikrometre boyunda dar bir alan oluşur. Buna plazma kını adı da verilir. Plazma kınının kenarlarında oluşan lokalize foton emisyonu, bu bölgenin parlak bir tabaka şeklinde görülmesine neden olur. Elektronların burada toplanmaları sonucu bu bölge negatif yüklüdür. Sonuç olarak negatif yüklü parlak bölge ile anod arasında düşük seviyeli bir optik emisyon ve yüksek sayıda elektron popülasyonu vardır. Bu alana da plazma kütlesi adı verilir. Elektriksel olarak quasianötraldir yani plazmanın kütlelerinde kenarlarına göre daha fazla etkileşim meydana gelir [84].

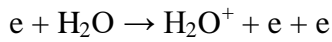
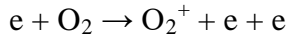
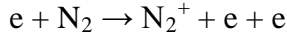
2.13.4 PLAZMA KİMYASI

Gaz fazlı bir plazma, gaza elektrik alan uygulanmasıyla oluşur. Bu elektrik alan rastgele ortaya çıkan serbest elektronları hızlandırır. Aynı durum yüksek eV enerjilere kadar çıkabilen kozmik ışınlar yolu ile de meydana gelir. Serbest elektronlar gaz molekülleri ile çarpıştıklarında, havadaki O₂ ve N₂ gibi moleküller ve elektronlar iyonize olur, üst enerji seviyelerine atlayabilir ya da moleküllerine ayrılabilir. Serbest elektronlar moleküllere bağlanarak negatif yüklü iyonlar da oluşturabilirler. Molekül ya da atomların uyarılmış halleri daha sonra foton salarlar. Bu elektron çarpışmalarını takiben daha fazla iyon-molekül reaksiyonları da meydana gelebilir ($N^{2+} + N_2 + N_2 \rightarrow N^{4+} + N_2$). Nötral radikaller de daha fazla reaksiyon meydana getirebilirler. ($O + O_2 + N_2 \rightarrow O_3 + N_2$). Plazma kimyasındaki en son teknolojik gelişmeler ile, plazma uygulanması sırasında yüzlerce reaksiyon ve onlarca nötral ve yüklü türevin oluştuğu gösterilmiştir. Sonuçta plazma uygulanan

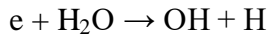
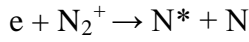
yüzeyde iyon ve nötral radikal türevleri oluşur. Hava plazmalarında reaktif oksijen türevleri, O, O₂(¹Δ) (elektriksel olarak uyarılmış oksijen), OH ve O₃; ve reaktif nitrojen türevleri, N, N₂(A)(elektriksel olarak uyarılmış nitrojen), ve NO oluşur [78].

Nemli hava atmosferik basınç plazmalarında (içerisinde çok az bir yüzde su buharı olan hava) düzinelere iyon ve nötral radikal türevleri oluşur. Aynı zamanda yüzlerce farklı reaksiyon meydana gelir. Atmosferik plazma kimyası ile ilgili bugüne kadar yapılan çalışmalar sonucunda bu reaksiyonların neler olabileceği gösterilmiştir. Bunlar arasında :

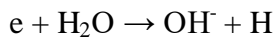
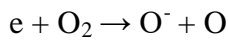
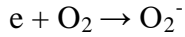
a. Elektron çarpışması sonucu elektron ve iyon kaynakları :



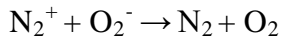
b. Elektron-iyonların tekrar bir araya gelmeleri sonucu elektron ve iyon kayıpları :



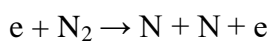
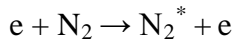
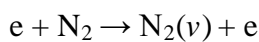
c. Negatif yüklü elektronların oluşumu sırasında elektron kayıpları :

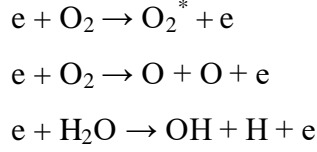


d. Nötralizasyon sonucu pozitif ve negatif iyon kayıpları :

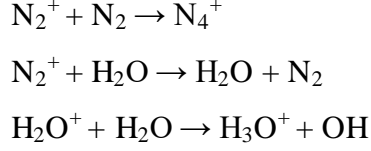


e. Elektron çarpışması sonucu radikallerin ve uyarılmış atomların oluşumu :

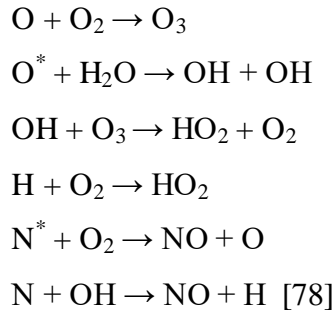




f. Yük değiş tokuşları :



g. Nötral kimyasal reaksiyonlar :



2.13.5 DENGED E OLMAYAN PLAZMA KAYNAKLARI

2.13.5.a Soğuk ve sıcak plazmalar

Dengede olmayan plazmalar düşük gaz sıcaklığında yüksek aktiviteli reaksiyon gösterebildiklerinden tıp uygulamalarında kullanılabilirler. Karakteristik olarak elektron enerjileri (tipik olarak 1 eV ve üzeri) gaz sıcaklığından çok daha fazladır. Bu yüzden potansiyel olarak tıp ve sağlık alanında kullanılabilirler. Ancak gaz sıcaklığı düşük olsa da geniş bir aralıkta olabilmektedir. Bazı uygulamaları gaz sıcaklığının oda sıcaklığı civarında olmasını gerektirebilir. Örneğin, çürük kavitelelerinin dezenfeksiyonunda kullanılırken pulpa ısısının 2.2 °C'den fazla artmaması gerekir. Pulpa sıcaklığında 5,5-11 °C artışların %15 ile %60 oranında pulpa nekrozuna yol açtığı bildirilmiştir [85].

Plazma fiziği açısından, dengede olmayan gaz plazmaların anahtar karakteristiklerinden biri, elektron kinetik enerjisinin (T_e), gaz sıcaklığı olarak tarif edilen daha ağır parçacıkların, gaz moleküllerinin ve atomlarının sıcaklığından

yüksek olmasıdır. Elektronun kinetik enerjisi 1 eV ve eşitsizlik enerji katsayısı 3 olarak kabul edildiğinde, plazmanın maksimum gaz sıcaklığının yaklaşık $T_{gm} = 0,33$ eV ya da 3600 °C olması gerekir. Gaz sıcaklığının bundan yüksek olduğu durumlarda, gaz plazmaların termal etkileri kimyasal etkileri ile karşılaştırılabilir bir hale gelir ve plazmadaki elektronlar ve ağır parçacıkların enerjileri arasında termal bir eşitlik oluşur [78].

Sağlık alanında kullanılan materyaller biyotik ve abiyotik olarak ikiye ayrılabilir. Abiyotik materyaller tıbbi cihazların, cerrahi aletlerin yapımında kullanılan aletlerdir. Biyotik materyaller ise doğrudan canlı dokular ile ilişkili olan materyallerdir. Cerrahi aletlerin çoğu paslanmaz çelik, titanyum, alüminyum gibi metallerden imal edilirler. Bu metallerin bazıları çok yüksek erime sıcaklığına sahiptir (örneğin paslanmaz çeliğin erime sıcaklığı $T_{mt} = 1400 - 1450$ °C). Ancak bu maddelerin ayrışmaya başladığı sıcaklıklar erime sıcaklıklarından çok daha azdır. Örneğin titanyum mekanik dayanıklılığını 430 °C’de kaybetmeye başlar [78].

Plazmanın canlı dokular ile doğrudan temasını gerektiren işlemlerden biri olan cerrahi eksizyonda sıcaklık 70-100 °C olmalıdır [86]. Enfekte olmuş dokunun eksizyonu sırasında, etrafındaki canlı doku da termal yaralanmaya maruz kalabilir. Sağlıklı deri, 55-65 °C sıcaklıktan itibaren kalıcı hasara uğramaktadır [82, 87]. Bu yüzden bu işlemler için kullanılacak plazmanın gaz sıcaklığının 60 °C’yi geçmemesi istenir [88]. Tıp ve sağlık alanında kullanılan dengede olmayan plazmalar yüksek oranda eşitsizlik halinde ($T_e/T_{gm} > 25$) ve gaz sıcaklığı $T_g < 150$ °C’dir. $T_g = 20^\circ - 150^\circ$ C aralığında üç seviye vardır. En düşük seviye olan $T_g = 20 - 60$ °C aralığı canlı dokularda kullanım için uygundur. En üst seviye olan $T_g = 100 - 150$ °C aralığı ise cerrahi aletlerin dekontaminasyonu ve sterilizasyonu için uygundur. Orta seviye olan $T_g = 60 - 100$ °C aralığı ise canlı dokuların koagülasyonu ve ablasyonu için kullanılabilir [78].

2.13.5.b Farklı frekanslarda üretilen soğuk plazmalar

En sık kullanılan plazma üretim şekli, birkaç hertz’den birkaç yüz gigahertz’e kadar yayılan bir aralıktaki frekansta salınan sinusoidal dalga tipi ile uyarılmış AC yolu ile [83, 89]. Çok yüksek frekanslarda (örneğin 30 MHz’nin üzerinde)

plazmadaki elektronların çoğu uyarıcı frekanstaki birçok siklus boyunca iki elektrot arasında hapsolürler ve bu süre güç kaynağından enerji alacakları süreden daha uzundur [90, 91]. Bunun sonucu olarak yüksek frekanslarda gaz sıcaklığı da yükselir [92]. 150 °C'nin altındaki gaz plazmalar 1 kHz'den 30 MHz'ya kadar olan frekans aralığında üretilirler. Kullanılan gaz aynı olsa da, farklı frekanstaki akımlar ile üretilen gaz plazmaları çok farklı fizyokimyasal özelliklere sahip olabilirler [78].

2.13.5.b.a Dielektrik bariyer deşarjları

Atmosferik basınçta yüksek hacimde soğuk plazma üretmek için en sık kullanılan yöntemlerden biri dielektrik bariyer deşarjı (DBD) olmuştur. DBD konsepti ilk defa 1850'li yıllarda Siemens tarafından geliştirilmiştir [93]. Daha sonra farklı üreticiler tarafından geliştirilmeye devam edilmiştir. DBD'nda elektrotlardan en az biri dielektrik materyal ile kaplanmıştır. Elektrotlara kV aralığında ve kHz frekanslarında voltaj verilir. DC'ye uygulanan voltajın frekansı zaman içerisinde kHz'den MHz'ye dönüştürülmüştür. DBD'lerin plazma kimyasını geliştirmek için araştırmacılar atımlı DC voltajı kullanmışlardır [94]. Plazmanın fizyokimyasal özelliklerini elektron enerji dağılımı belirler. Elektron yoğunluğu arttırıldıkça reaktif türlerin üretimi de artar. Bunun için kısa süreli yüksek voltaj atımları kullanılmıştır [95]. Kısa süreli yüksek voltaj atımlarının kullanılması sırasında ortalama güç düşük tutulur ve gaz sıcaklığı yükselmez. Araştırmacılar belli koşullar altında DBD'lerin atmosferik basınçta diffüz ve homojen plazma üretebildiğini göstermişlerdir [96, 97]. Dielektrik bariyer deşarjı yöntemleri şunlardır :

- Atmosferik basınçta AC ile üretilen dielektrik bariyer deşarjları
- Atımlı dielektrik bariyer deşarjı
- Su elektrotları yolu ile diffüz deşarjlar

2.13.5.b.b Kapasitif olarak eşleştirilmiş deşarjlar

Dielektrik bariyer deşarjlarının çoğu 10-100 kHz uyarım frekansından üretilirler [83]. Dışarıdan verilen elektrik enerjisi, iki elektrod arasında meydana gelen elektrik alan içerisinde gaz plazma yolu ile eşleştirilir. Bu tip enerji

eşleştirmesine genellikle kapasitif eşleştirme, meydana gelen gaz plazmaya ise kapasitif olarak eşleştirilmiş plazma denir. Genel olarak deşarj devresi, elektronların bir elektrodan diğer elektroda taşınması ile sonuçlanan taşıyıcı ve uygulanan voltajın geçici bir varyasyonu olarak ortaya çıkan yer değişimi devresi olmak üzere iki parçadan oluşur. Taşıyıcı devre elektrik deşarjı ile ortaya çıkan serbest elektronlar ile desteklenir ve sadece gaz plazma varlığında ortaya çıkar. Bunun aksine yer değişimi devresi her zaman mevcuttur. Uyarım frekansı arttıkça, yer değişimi devresi artar ve bu da yüksek frekanslarda daha büyük elektron yoğunluğu meydana getirir [98].

Düşük voltaj ve yüksek frekanstaki elektron dinamikleri, dielektrik bariyer deşarjındakinden farklı özellikler gösterir. Uyarım frekansının yarım döngülük kısmında, iki elektrod arasındaki elektrik alan tek yönlüdür ve polaritesi değişmez. Elektronlar dışarıdan uygulanan düşük voltaj ile hızlandırılır, ancak 1-30 MHz' deki 17-500 ns'lik sürede anoda ulaşamaz ve arada kalırlar. Buna elektron tuzaklama denir [88]. Bu durum devamlı bir iyonizasyona ve genellikle yüksek elektron yoğunluğuna neden olur. Elektron tuzaklama, dielektrik bariyer deşarjındaki periyodik olarak tekrarlayan plazmadan farklı olarak devamlı bir plazma oluşumu meydana getirir [99].

2.13.5.b.c İndüktif olarak eşleştirilmiş deşarjlar

Bir çift elektrod yerine, bir tütün etrafına sarılan bir tele verilen akım ile tütün içerisinden geçen gazı ateşlemek de mümkündür. Tütün etrafındaki telde akan elektrik akımı zamana bağlı değişken bir manyetik alan oluşturur. Buradaki tel tetikleyici görevi gördüğünden dışarıdan sağlanan enerji gaz plazma ile eşleştirilmiş olur. Bu şekilde elde edilen plazmalara indüktif olarak eşleştirilmiş plazma ya da kısaca indüktif plazma denir. İndüktif plazmalar sadece tüp yolu ile değil düzlemsel bir yapı ile de elde edilebilirler. Düşük gaz basıncında elde edilen indüktif gaz plazmaların yüksek plazma yoğunluğu ve plazma yoğunluğu ile iyon enerjisinin birbirinden bağımsız olarak kontrol edilebilmeleri gibi bazı avantajları vardır [100]. Genel olarak, yüksek gaz sıcaklıkları yüzünden medikal alanda kullanımı tercih edilmez.

2.13.5.b.d Mikroplazmalar

İki elektrodun arasındaki mesafe birkaç yüz mikron olduğunda, bu aralık oluşan plazmanın kın kısmının genişliğine yakın bir hale gelir ve plazmanın kütle kısmı çok daralır [99]. Plazmanın kın kısmında elektron bulunmadığından ve kütle kısmı elektriksel olarak quasinötral olduğundan, elektrodlar arasındaki mesafe 100 mikrometrenin altına indirildiğinde plazmanın kütle kısmının desteği kaybolur ve meydana gelen plazma çoğunlukla hareketsiz iyonlardan oluşur [101]. Mikroplazmalar genellikle plazma kararsızlıklarına karşı dirençlidir. Mikroplazmalardaki güçlü elektron hızlanması, elektronların ortalama enerjisini artırır ve elektrod arasındaki mesafenin on mikronlara kadar azaltılması enerjik elektronların (>5 eV) oranını %50'nin üzerine çıkarır. Bu da yeni kimyasal reaksiyonların oluşmasına zemin hazırlar [89]. Mikroplazmalar bu özelliklerinden dolayı plazma fiziği ve kimyasına yeni kapılar aralamaktadır [102].

2.13.5.c Düşük ısılı plazma jetler

Düşük ısılı atmosferik basınçlı plazma jetler son yıllarda plazma uygulamalarında çok geniş kullanım alanı bulmaktadır. Bunun sebebi bu plazmalarda elektronlar elektrodlar ile sınırlandırılmamış ve mekansal olarak bağlı değildir. Bu özellikleri ile sağlık alanında kendilerine kullanım alanı bulmuşlardır [78].

2.13.5.c.a Atımlı DC voltajı ile üretilen plazma jetler

Duan ve arkadaşları tarafından geliştirilen, boş bir teflon tüp içinde iki düzlemsel elektrod ve tübün içinde akan gazdan oluşan cihaz ilk plazma jet cihazı olmuştur [103]. İki elektrodun ark yapmaması için elektrodlarda ayar rezistansı kullanılmıştır. Tüpün içinden geçip dışarıya çıkan gazın oluşturduğu şekli yazarlar plazma fırçası olarak adlandırmışlardır. Plazmanın güç tüketimi bir kaç watt ile sınırlandırılmış ve gaz ısı 40°-80°C olarak ölçülmüştür. Forster ve arkadaşları, dielektrik bariyer deşarjı konfigürasyonunu kullanarak bir plazma jet üretmişlerdir [104]. Ürettikleri cihazda, topraklama elektrodu pirinçten yapılmış ve silika

yapısındaki dielektrik tüpün ortasından geçecek şekilde yerleştirilmiştir. 250 L/h akım hızında Argon gazı ve yüksek voltaj atımları kullanarak plazma jet üretmeyi başarmışlardır [78].

Plazma jetler tıp ve sağlık alanında sıklıkla kullanılmaktadır. Lue ve arkadaşları plazma jeti doğrudan kök kanallarına uygulayarak hastada herhangi bir ağrı oluşturmada kanal dezenfeksiyonu yapmışlar ve plazma jetin etkili bir biçimde *Enterococcus faecalis*'i ortadan kaldırdığını göstermişlerdir [105].

2.13.5.c.b AC voltajı ile üretilen plazmalar

Teschke ve arkadaşları DBD benzeri bir cihazla plazma ürettiklerini rapor etmişlerdir [106]. Cihaz üzerine tübüler elektrotlar tutturulmuş dielektrik bir tüpten oluşmaktadır. Elektrotlar arasından akan helyum gazına 5 ile 50 kHz arasında değişen birkaç kV'lık sinüsoidal yüksek voltaj uygulanmasıyla plazma oluşturulmuştur.

Cheng ve arkadaşları polipropilen ve polietilnetaraftalat yapıların yüzeyine uygulamak üzere soğuk bir plazma jet geliştirmişlerdir [107]. İki metal tübü çevreleyen, yüksek AC voltaja bağlanmış ve dielektrik bir tabaka ile kaplanmış bir tüpün içinden akan Argon gazına 6-20 kHz frekansları aralığında 30-80 kV voltaj uygulayarak plazma elde etmişlerdir [78].

2.13.5.c.c Radyofrekans ile üretilen plazma jetler

İlk RF soğuk plazma jeti Koinuma ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir [108]. Yazarların "mikroişnılı plazma üreticisi" olarak adlandırdıkları cihaz, RF kaynağına bağlanmış iğne şeklinde katod elektrodundan oluşmaktadır. İğne şeklindeki elektrod quartz bir tüpün içine yerleştirilmiş ve silindirik bir anodun içine koyulup topraklama yapılmıştır. Bu şekilde, helyum gazı kullanılarak 2 mm çapında ve 5 mm uzunluğunda bir plazma ışını elde etmişlerdir [78].

Atmosferik basınçlı plazma jet (ABPJ) arasından gaz geçişi olan iki ko-aksiyal elektrodan oluşan kapasitif olarak eşlenmiş bir cihazdır. Dış elektrod topraklanmış, merkez elektrod ise 13.56 MHz güçte RF ile uyarılmaktadır. RF alanı ile

hızlandırılan serbest elektronlar arka plan gazındaki moleküller ile çarpışırlar. Bu çarpışmalar sonucunda aparatın ucundan hızla çıkan birçok reaktif ürün oluşur [78].

Atmosferik basınçlı plazma jet biyoloji, tıp gibi bir çok alanda kullanılmaktadır [109]. Hermann ve arkadaşları, uygulama gazı olarak hava kullanarak *Bacillus globigii* sporlarını %90 oranında inaktive edebilmişlerdir. ABPJ, sülfür hardal gazının yok edilmesinde de başarıyla kullanılmıştır [110].

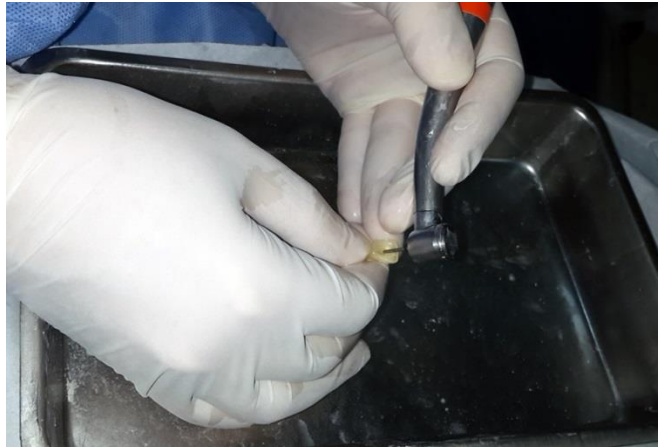
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Çalışmaya dahil edilen dişlerin seçimi

Çalışma protokolü, 15 karar no'lu ve 05.02.2015 tarihli İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu raporu ile onaylandı. Çalışmada İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Cerrahi Anabilim Dalı kliniğinde periodontal nedenlerle çekilmiş 135 adet insan üst birinci keser dişleri kullanıldı. Dişler üzerindeki olası defektler stereomikroskop (Zeiss Stemi2000-C, Carl Zeiss Jena GmbH, Zeiss Group, Jena, Germany) ile x5 büyütmede tespit edildi. Üzerinde çürük, restorasyon, kırık ve derin çatlak, krona veya kökün servikal üçlüsünde defekt bulunan dişler çalışmadan çıkarıldı ve yerine kriterlere uyan başka dişler eklendi.

3.2 Örneklerin hazırlanması

Dişler kron ve kök yüzeylerindeki eklentiler temizlendikten sonra %10 formalin solüsyonunda 48 saat bekletilerek dezenfekte edildi, çalışmada kullanılmaya kadar distile suda bekletildi. Dişlerin yüzeylerindeki renklenmelerin giderilmesi amacıyla tüm dişlere polisaj işlemi uygulandı. Elmas rond ve fissür frezler kullanılarak su soğutması yapan aerator ile dişlere endodontik giriş kaviteleri açıldı (Resim 18).



Resim 18 : Giriş kavitelerinin açılması

Endodontik giriş kaviteleri açılan dişlerin vestibül yüzeylerindeki duvar kalınlığı kumpas yardımıyla 2 mm. olacak şekilde standardize edildi (Resim 19).



Resim 19 : Kumpas ile standardizasyon

Kök kanalları endodontik mikromotor ve tek eğe sistemi (Reciproc, VDW, Münih, Almanya) kullanılarak resiprokal hareket yapan 50/0.5 açılı eğe ile genişletildi, %5.25'lik sodyum hipoklorit ve %17 EDTA ile yıkandı ve kağıt konlarla kurulandı. Kanallar aynı açıda guta perka ve epoksi rezin esaslı kanal patı (AD Seal, Meta Biomed, Kore) kullanılarak tek kon yöntemiyle dolduruldu. Giriş kavitesi geçici dolgu maddesi ile kapatıldı ve dişler nemli spançlar içinde 7 gün 37°C'de etüvde saklandı.

3.3. Yapay tükürük solüsyonunun hazırlanması

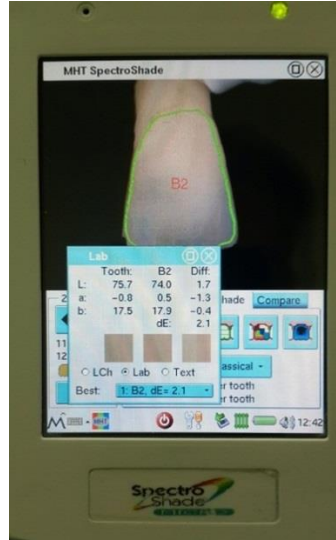
Yapay tükürük solüsyonu Klimek ve ark.'ın [112] verdikleri formüle göre hazırlandı. Buna göre; 1000 ml distile suyun içerisine 0.002 gr askorbik asit, 0.03 gr glükoz, 0.58 gr NaCl, 0.17 gr CaCl₂, 0.16 gr NH₄Cl, 1.27 gr KCl, 0.16 gr NaSCN, 0.33 gr KH₂PO₄, 0.2 gr üre, 0.34 gr Na₂HPO₄ ve 2.7 gr müsün hassas terazide tartılarak eklendi ve tamamen eriyene kadar karıştırıldı (Resim 20).



Resim 20 : Yapay tükürük solüsyonunda kullanılan kimyasal içerik

3.4. Başlangıç renk ölçümü

Başlangıç renk ölçümünden önce geçici dolgu uzaklaştırdı. Dişlerin başlangıç renkleri dental spektrofotometre (Spectro Shade Micro, MHT, İtalya) ile gri arka plan üzerinde ölçüldü (Resim 21). Ölçümlerin tümü aynı odada ve aynı ışık altında yapıldı. Her ölçüm periyodunda dişlerden üç farklı ölçüm yapılarak, ölçümlerin ortalaması alındı. Bu ölçümlerden elde edilen L^* , a^* ve b^* değerleri; $L1$, $a1$ ve $b1$ olarak kaydedildi.



Resim 21 : Spectroshade renk ölçüm ekranı

3.5. Dişlerin renklendirilmesi

Yapay renklendirme işlemi insan kanıyla Freccia ve Peters [111] tarafından hazırlanan yöntemle gerçekleştirildi . Projede kullanılacak insan kanı İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ndeki son kullanma tarihi geçmiş kanlardan temin edildi. Dişler renklendirme işleminden önce dentin tübüllerinin açılması için %1'lik sodyum hipoklorit solüsyonunda 24 saat bekletildi, 4 ml kan içeren eppendorf tüplerine yerleştirildi ve 3400 rpm'de 20 dk santrifüj edildi (Resim 22).



Resim 22 : Santrifüjlenen örnekler

Böylece plazma ve çökeltiden oluşan iki fazlı solüsyon elde edildi. Yaklaşık 1,5 ml'lik plazma uzaklaştırılıp 20 dk daha santrifüj edildi. Takip eden 14 gün boyunca dişleri içeren tüpler günde iki kez olmak üzere 3400 rpm'de 20 dk santrifüj edildi ve 37°C'de %100 nemli ortamda inkübatörde saklandı. Çalışmaya renklenme sonucu C3 veya daha koyu renk tonuna ulaşan dişler dahil edildi (Resim 23). Gerektiği takdirde, her grupta 15 diş olana kadar projeye yeni dişler dahil edildi.

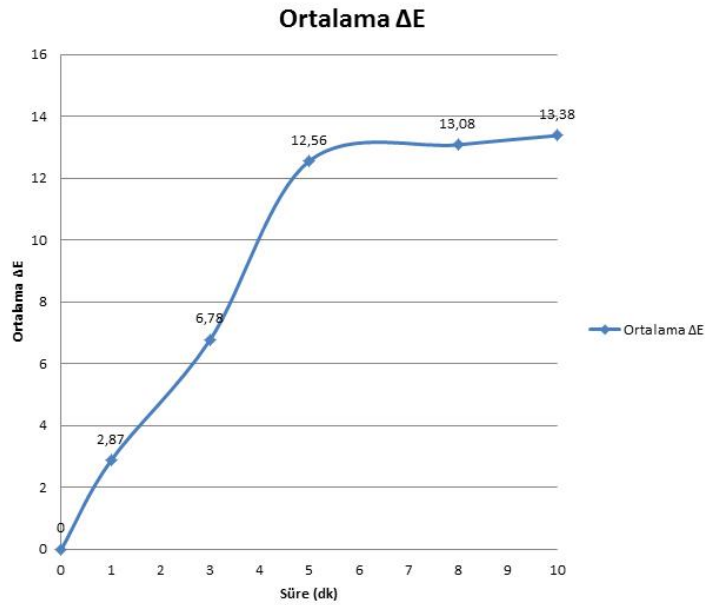
Renklendirilmiş dişlerin renk ölçümleri dental spektrofotometre kullanılarak gri arka plan üzerinde yapıldı. Elde edilen L*, a* ve b* değerleri L2, a2 ve b2 olarak kaydedildi.



Resim 23 : Renklendirme prosedürü sonrası renklenmiş bir örnek

3.6. Ön çalışma ile uygulama süresinin tespit edilmesi

Çalışmaya başlanmadan önce atmosferik soğuk plazma (ASP) uygulama süresinin belirlenmesi amacıyla 15 adet diş her grupta 3'er örnek olacak şekilde 5 gruba ayrıldı. Buna göre dişlere 1, 3, 5, 8 ve 10 dk. süresince hidrojen peroksit + ASP uygulaması yapıldı. Ortalama ΔE değerlendirmesinde, 5 dk'nın üzerindeki uygulamalarda ΔE değerinde etkili bir artış görülmedi ve en uygun uygulama süresi 5 dk. olarak belirlendi (Tablo 1).



Tablo 1: Farklı zaman aralıklarında elde edilen ΔE değerleri

3.7. Grupların belirlenmesi

Dişler kullanılacak beyazlatma ajanı ve uygulanan yönteme göre, her grupta eşit derecede renklenmiş 15'er diş olacak Şekilde 8 gruba ayrıldı (n=15). Yapılan istatistiksel değerlendirmede dişlerin gruplara eşit oranda renklenmiş Şekilde dağıldığı görüldü. Gruplar aşağıdaki gibi isimlendirildi :

- **Grup 1 :** Hidrojen peroksit uygulama grubu (HP)
- **Grup 2 :** Karbomit peroksit uygulama grubu (KP)
- **Grup 3 :** Sodyum perborat + distile su uygulama grubu (SP)
- **Grup 4 :** Hidrojen peroksit + ASP grubu (HP+ASP)
- **Grup 5 :** Karbomit peroksit + ASP grubu (KP+ASP)
- **Grup 6 :** Sodyum perborat + ASP grubu (SP+ASP)
- **Grup 7 :** Deiyonize su + ASP grubu (DS+ASP)
- Kontrol grubu (Yapay tükürük solüsyonunda bekletilen renklendirilmiş dişler)

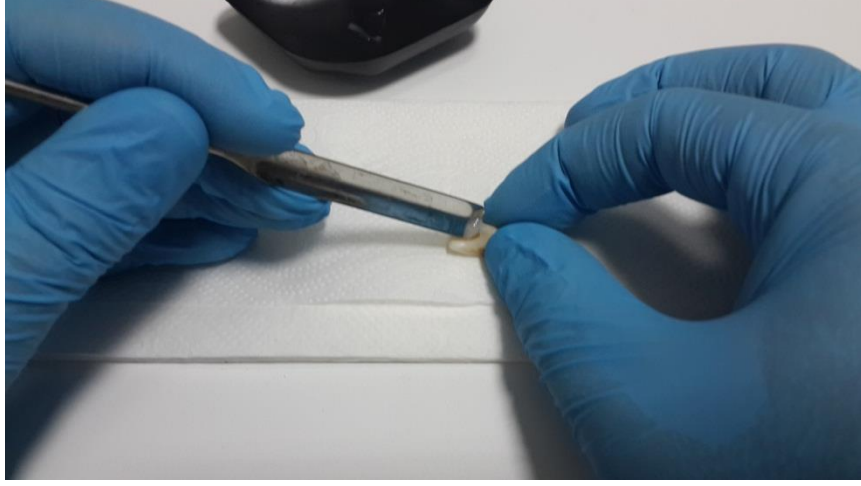
3.8. Renklendirilmiş dişlerin beyazlatılması

Guta perka mine-sement sınırından itibaren 2 mm uzaklaştırıldı. Kendinden asitli bond (Clearfil S3 Bond, Kuraray, Japonya) uygulandıktan sonra mine-sement sınırına kadar 2 mm kalınlığında ışıkla sertleŐen cam iyonomer siman (Glass-Liner, Willmann & Pein, Almanya) iki tabaka halinde uygulandı.

3.8.1. Hidrojen peroksit jeli ile beyazlatma

Renklendirme uygulaması ile dişlerin mine yüzeylerinde meydana gelen yüzeyel renklenmeler polisaj işlemi ile uzaklaştırıldı. Pulpa odası içerisine 0,05 ml. %35'lik hidrojen peroksit jeli (Opalescence Endo, Ultradent, ABD) 30 dk. süre ile uygulandı (Resim 24). Süre sonunda pulpa odasındaki jel distile su ile yikanarak uzaklaştırıldı. Beyazlatma sonrasında renk  l c m  yapılmadan önce dişler yapay tükürük solüsyonunda 5 dk bekletildi. Renk  l c mleri eşit ortam koşulları altında

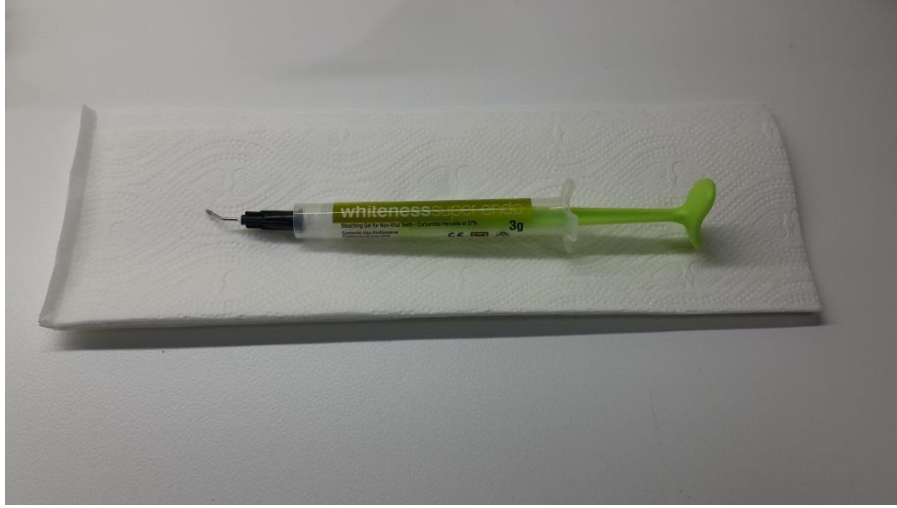
dental spektrofotometre kullanılarak yapıldı. Her diş için 3 ölçüm yapıp ortalaması alındı ve L*,a* ve b* değerleri L3, a3 ve b3 olarak kaydedildi.



Resim 24: 0,05 ml %35'lik hidrojen peroksit jeli uygulanması

3.8.2. Karbamiit peroksit jeli ile beyazlatma

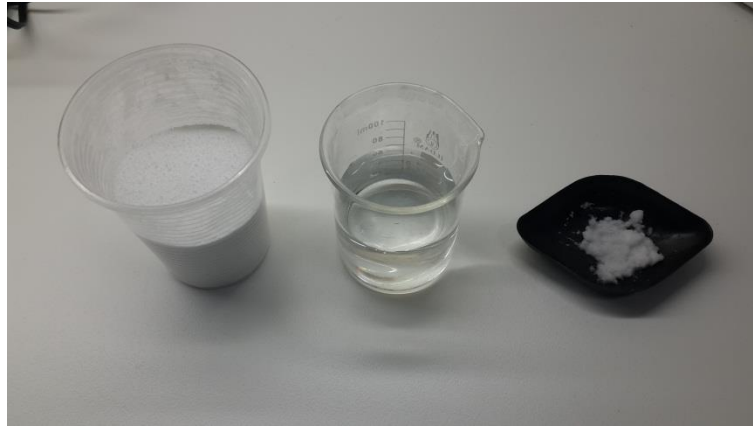
Renklendirme uygulaması ile dişlerin mine yüzeplerinde meydana gelen yüzeysel renklenmeler polisaj işlemi ile uzaklaştırıldı. Pulpa odası içerisine 0,05 ml %37'lik karbamiit peroksit jeli (Whiteness Super Endo, FGM, Brezilya) 30 dk süre ile uygulandı (Resim 25). Süre sonunda pulpa odasındaki jel distile su ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Beyazlatma sonrasında renk ölçümü yapılmadan önce dişler yapay tükürük solüsyonunda 5 dk bekletildi. Renk ölçümleri eşit ortam koşulları altında ve gri arka plan üzerinde dental spektrofotometre kullanılarak yapıldı. Her diş için 3 ölçüm yapıp ortalaması alındı ve L*,a* ve b* değerleri L3, a3 ve b3 olarak kaydedildi.



Resim 25 : Whiteness Super Endo beyazlatma jeli

3.8.3. Sodyum perborat ile beyazlatma

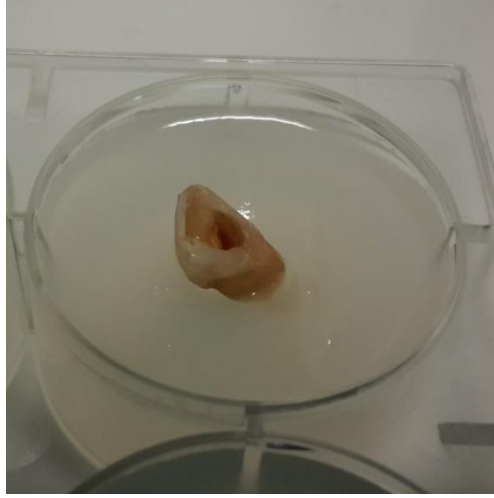
Renklendirme uygulaması ile dişlerin mine yüzeylerinde meydana gelen yüzeysel renklenmeler polisaj işlemi ile uzaklaştırıldı. Pulpa odası içerisine iki ölçü toz sodyum perborat ve 1 ölçü distile suyun karıştırılması ile hazırlanan yaklaşık 0,05 gr sodyum perborat tetrahidrat pastası 30 dk süre ile uygulandı (Resim 26). Süre sonunda pulpa odasındaki pasta distile su ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Beyazlatma sonrasında renk ölçümü yapılmadan önce dişler yapay tükürük solüsyonunda 5 dk bekletildi. Renk ölçümleri eşit ortam koşulları altında dental spektrofotometre kullanılarak yapıldı. Her diş için 3 ölçüm yapıp ortalaması alındı ve L*,a* ve b* değerleri L3, a3 ve b3 olarak kaydedildi



Resim 26 : Sodyum perborat hazırlanması

3.8.4. ASP uygulama grupları ile beyazlatma

Renklendirme uygulaması ile dişlerin mine yüzeylerinde meydana gelen yüzeyel renklenmeler polisaj işlemi ile uzaklaştırıldı. Plazma düzeneğinin çalışabilmesi için gereken iletkenliğin sağlanması adına dişler kron kısımları açıkta kalacak şekilde oda sıcaklığında bulunan agar jellerinin içine diklemesine gömüldü (Resim 27).

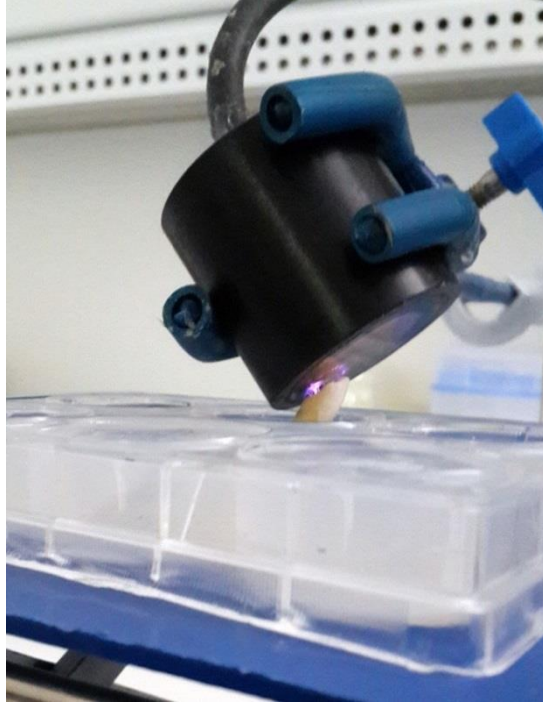


Resim 27 : Kronu açıkta kalacak şekilde agar jel içerisine gömülmüş örnek

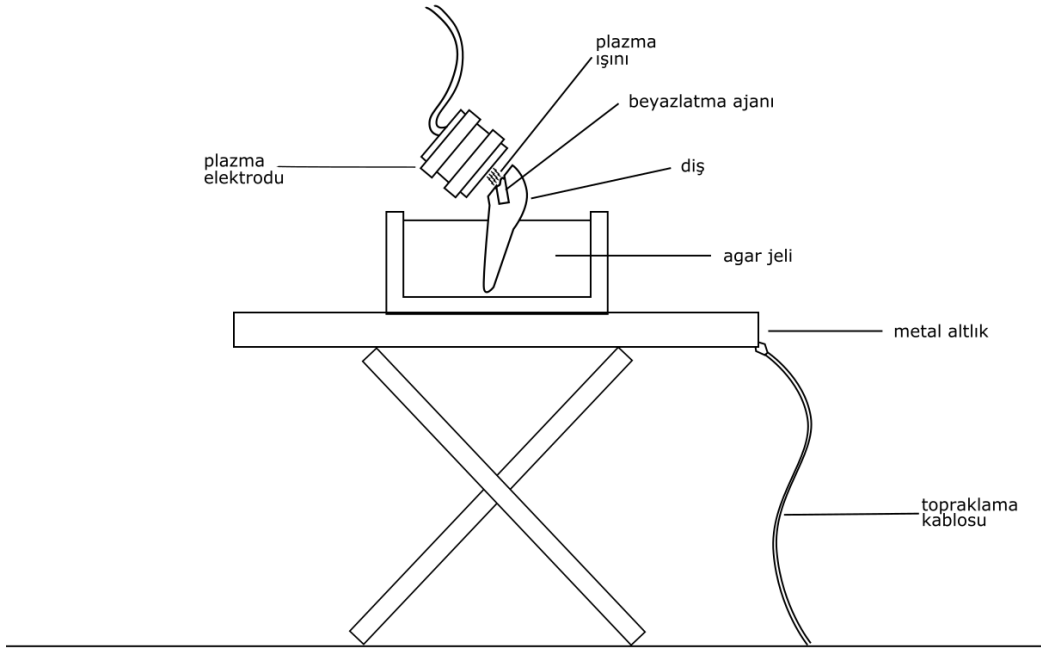
Plazma uygulaması işlemine başlanmadan önce dişlerin kron yüzeylerindeki sıcaklık, kalibrasyonu yapılmış infrared termal ölçüm cihazı (Medilife DT-8806, Mesitaş, Türkiye) kullanılarak ölçüldü ve t1 olarak kaydedildi. ASP kaynağı 1500 Hz frekans, 31.4 kV, 6 W ayarlarında hazır hale getirildi (Resim 28). Dişlerin pulpa odasına ilgili beyazlatma ajanı belirtilen miktarlarda, distile su grubu için ise pulpa odası distile su ile dolacak kadar koyulduktan sonra plazma elektrodu deşarj oluşabilen en uzak mesafede yerleştirilerek pulpa odasındaki ajana 5 dk süre ile ASP uygulaması yapıldı (Resim 29). Plazma uygulama düzeneğinin şematize edilmiş hali Resim 30'da görülmektedir.



Resim 28 : ASP kaynağı



Resim 29 : ASP uygulaması



Resim 30 : Plazma uygulama düzeneği

Plazma uygulamasının bitmesini takiben hızla dişlerin kron sıcaklıkları ölçülüp t_2 olarak kaydedildi. Beyazlatma işlemi sonrasında pulpa odasındaki ajan distile su ile yıkanarak uzaklaştırıldı ve renk ölçümü öncesinde dehidratasyon etkisini yok etmek için 5 dk süre ile yapay tükürük solüsyonunda bekletildi. Renk ölçümleri eşit ortam koşulları altında ve gri arka plan üzerinde dental spektrofotometre kullanılarak yapıldı. Her diş için 3 ölçüm yapıldı ortalaması alındı ve L^* , a^* ve b^* değerleri L_3 , a_3 ve b_3 olarak kaydedildi (Resim 31).



Resim 31 : 5 dakika DS + ASP uygulamasından sonra elde edilen beyazlama

3.9. Dehidratasyona bağlı renk geri dönüşü ölçümü

Örneklerin beyazlatma işlemlerinin tamamlanmasından sonra tüm örnekler iki gün boyunca %10'luk sodyum askorbat solüsyonunda bekletildi ve beyazlatma süresince oluşan oksidasyon ürünleri elimine edildi. Bunu takiben örnekler rezin kompozit (3M Universal Restoratif 200, 3M ESPE, St. Paul, ABD) ile restore edildi ve 2 hafta boyunca yapay tükürük solüsyonunda 37 °C'ye ayarlanmış etüvde bekletildi. İki hafta sonunda her grup örneğe eşit ortam koşullarında ve gri arka plan üzerinde dental spektrofotometre ile renk ölçümü yapıldı. Elde edilen L*, a* ve b* değerleri L4, a4 ve b4 olarak kaydedildi.

3.10. Renk farklarının belirlenmesi

Ölçüm periyotları arasındaki renk farklılıklar belirlenirken ΔL , Δa , Δb ve ΔE değerleri Tablo 2'deki formüllere göre hesaplandı [2].

$\Delta E1 = [(\Delta L1^*)^2 + (\Delta a1^*)^2 + (\Delta b1^*)^2]^{1/2}$	$\Delta L1 = L2 - L1$	$\Delta a1 = a2 - a1$	$\Delta b1 = b2 - b1$
$\Delta E2 = [(\Delta L2^*)^2 + (\Delta a2^*)^2 + (\Delta b2^*)^2]^{1/2}$	$\Delta L2 = L3 - L2$	$\Delta a2 = a3 - a2$	$\Delta b2 = b3 - b2$
$\Delta E3 = [(\Delta L3^*)^2 + (\Delta a3^*)^2 + (\Delta b3^*)^2]^{1/2}$	$\Delta L3 = L4 - L3$	$\Delta a3 = a4 - a3$	$\Delta b3 = b4 - b3$
$\Delta E4 = [(\Delta L4^*)^2 + (\Delta a4^*)^2 + (\Delta b4^*)^2]^{1/2}$	$\Delta L4 = L4 - L1$	$\Delta a4 = a4 - a1$	$\Delta b4 = b4 - b1$

Tablo 2: Renk farklarını belirlemede kullanılan formüller

Dişin başlangıç rengi ile renklendirme sonrası rengi arasındaki fark $\Delta E1$, renklendirme sonrası ve beyazlatma sonrası oluşan renkler arasındaki fark $\Delta E2$, geri dönüş renklenmesi öncesi (kompozit restorasyonu sonrası) ve sonrası renkler arasındaki fark $\Delta E3$, geri dönüş renklenmesi ile dişin orjinal rengi arasındaki fark $\Delta E4$ olarak ifade edildi.

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

Power analizi G*Power v3.1.9.2 (Franz Faul, Universitat Kile, Almanya) bilgisayar programı kullanılarak yapıldı. Hesaplama yapılırken $\alpha=0,05$ ($\beta=0,10$ ve $f=0,40$) değeri seçilerek çalışmada kullanılan örnek sayısının 0,87 power değeri verdiği bulundu. İstatistiksel değerlendirme SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) bilgisayar programı kullanılarak yapıldı. Gruplardaki L,a ve b değerleri değişimleri tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve post hoc Bonferroni ya da Dunnett-C (varyans homojenitesi 0,05'den küçük olduğunda) ile hesaplandı. Sonuçlar $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Grupların ΔL değerlerinin karşılaştırılması :

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔL değerleri ($\Delta L1$, $\Delta L2$, $\Delta L3$) Tablo 3’de verilmiştir.

	$\Delta L1$	$\Delta L2$	$\Delta L3$	F	p
HP	218,95±190,36 ^a	9,81±6,90 ^{a,B}	0,25±0,22 ^{a,C}	18,946	,000
	A				
KP	218,23±161,05 ^a	1,58±1,03 ^{b,B}	0,28±0,32 ^{a,b,C}	27,305	,000
	A				
SP	204,80±126,60 ^a	1,49±1,10 ^{b,B}	0,26±0,13 ^{a,C}	38,911	,000
	A				
HP+ASP	168,64±129,92 ^a	205,86±132,13 ^c	1,68±1,03 ^{c,B}	15,495	,000
	A	A			
KP+ASP	212,72±149,85 ^a	161,43±123,71 ^c	1,53±3,06 ^{a,b,c}	14,455	,000
	A	A	B		
SP+ASP	201,61±154,54 ^a	150,26±110,85 ^c	1,65±1,01 ^{c,B}	13,416	,000
	A	A			
DS+ASP	203,55±133,81 ^a	125,85±73,52 ^{c,A}	0,43±0,58 ^{a,b,B}	20,245	,000
	A				
Kontrol	211,87±97,53 ^{a,A}	0,26±0,52 ^{d,B}	0,01±0,04 ^{b,B}	70,691	,000
F	0,184	17,983	5,205		
p	,988	,000	,000		

Tablo'nun sütunlarındaki farklı küçük harfler ve satırlarındaki farklı büyük harfler istatistiksel olarak farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 3 : Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔL değerleri

Kontrol grubu ve deney gruplarının $\Delta L1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi (Tablo 3).

Kontrol grubu ile deney gruplarının $\Delta L2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi. Deney gruplarının $\Delta L2$ değerleri kontrol grubuna göre daha fazla bulundu ($p<0,05$).

ASP uygulanan grupların $\Delta L2$ değerleri kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermedi.

ASP uygulanmayan gruplar ile ASP uygulanan grupların $\Delta L2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi. ASP uygulanan grupların $\Delta L2$ değerleri ASP uygulanmayan gruplara göre daha fazla bulundu ($p<0,05$).

ASP uygulanmayan gruplarda HP'in $\Delta L2$ değeri, KP ve SP'den istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdi. HP'in $\Delta L2$ değeri, KP ve SP'den daha yüksekti ($p<0,05$) (Tablo 3).

ASP uygulanmayan grupların $\Delta L3$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan gruplarda DS+ASP'nin $\Delta L3$ değeri, HP+ASP ve SP+ASP'den istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterirken ($p<0,05$), KP+ASP'den farklılık göstermedi (Tablo 3). DS+ASP'nin $\Delta L3$ değeri, HP+ASP ve SP+ASP'den daha az bulundu.

ASP uygulanmayan grupların $\Delta L1$, $\Delta L2$ ve $\Delta L3$ değerleri kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$). Buna göre tüm grupların $\Delta L1$ değerleri $\Delta L2$ 'den ve $\Delta L2$ değerleri de $\Delta L3$ 'den istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı.

ASP uygulanan gruplarda ise $\Delta L1$ ve $\Delta L2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken, $\Delta L3$ değeri bunlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Tablo 3).

Kontrol grubunda $\Delta L2$ ve $\Delta L3$ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken $\Delta L1$ değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p<0,05$).

4.2. Grupların Δa değerlerinin karşılaştırılması :

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δa değerleri ($\Delta a1$, $\Delta a2$, $\Delta a3$) Tablo 3'de verilmiştir.

	$\Delta a1$	$\Delta a2$	$\Delta a3$	F	p
HP	107,24±135,04 ^{a,b,A}	0,78±0,79 ^{a,B}	0,02±0,02 ^{a,b,c,C}	9,839	,000
KP	67,04±64,84 ^{a,b,A}	0,14±0,11 ^{a,B}	0,01±0,01 ^{a,b,c,C}	15,996	,000
SP	46,03±25,63 ^{b,A}	0,06±0,06 ^{a,b,B}	0,00±0,00 ^{a,b,C}	48,290	,000
HP+ASP	33,59±29,78 ^{a,b,A}	23,92±23,59 ^{c,A}	0,77±1,51 ^{a,b,c,B}	8,854	,001
KP+ASP	47,42±29,32 ^{b,A}	33,53±25,64 ^{c,A}	0,52±0,55 ^{c,B}	17,209	,000
SP+ASP	46,99±35,29 ^{b,A}	41,72±27,76 ^{c,A}	0,57±0,64 ^{a,b,c,B}	14,418	,000
DS+ASP	41,4±68,69 ^{a,b,A}	38,07±60,13 ^{a,c,d,A}	0,43±0,92 ^{a,b,c,A}	2,795	,073
Kontrol	7,77±8,05 ^{a,A}	0,02±0,01 ^{b,d,B}	0,00±0,01 ^{a,B}	13,919	,000
F	3,178	7,64	3,05		
p	,004	,000	,006		

Tablo'nun sütunlarındaki farklı küçük harfler ve satırlarındaki farklı büyük harfler istatistiksel olarak farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 4: Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δa değerleri

ASP uygulanmayan grupların $\Delta a1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan grupların $\Delta a1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

SP, KP+ASP ve SP+ASP gruplarının $\Delta a1$ değerleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p<0,05$) (Tablo 4).

ASP uygulanmayan grupların $\Delta a2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan grupların $\Delta a2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan gruplarda sadece DS+ASP grubunun $\Delta a1$ değeri ASP uygulanmayan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi.

SP ve DS+ASP grubunun $\Delta a2$ değerleri kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi (Tablo 4).

KP+ASP grubunun $\Delta a3$ değeri kontrol grubu ve SP grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p<0,05$).

ASP uygulanmayan grupların $\Delta a1$, $\Delta a2$ ve $\Delta a3$ değerleri kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$). Buna göre tüm grupların $\Delta a1$ değerleri $\Delta a2$ 'den, $\Delta a2$ değerleri de $\Delta a3$ 'den fazlaydı.

ASP uygulanan gruplarda ise KP+ASP ve SP+ASP gruplarında $\Delta a1$ ve $\Delta a2$ değerleri arasında anlamlı fark yok iken $\Delta a3$ diğerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede azdı ($p<0,05$). DS+ASP grubunda ise $\Delta a1$, $\Delta a2$ ve $\Delta a3$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu.

Kontrol grubunda $\Delta a2$ ve $\Delta a3$ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken, $\Delta a1$ diğerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p<0,05$).

4.3. Grupların Δb değerlerinin karşılaştırılması :

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δb değerleri ($\Delta b1$, $\Delta b2$, $\Delta b3$) Tablo 4’de verilmiştir.

	$\Delta b1$	$\Delta b2$	$\Delta b3$	F	p
HP	37,19±37,50 ^{a,A}	1,08±1,25 ^{a,B}	0,03±0,05 ^{a,C}	14,302	,000
KP	42,00±30,84 ^{a,A}	0,49±0,58 ^{a,B}	0,01±0,01 ^{a,C}	27,467	,000
SP	56,69±49,76 ^{a,A}	0,06±0,08 ^{a,B}	0,00±0,01 ^{a,C}	19,438	,000
HP+ASP	51,87±58,28 ^{a,A}	29,12±22,06 ^{b,A}	1,71±1,45 ^{b,B}	7,304	,002
KP+ASP	51,21±53,21 ^{a,A}	24,47±29,02 ^{a,b,A}	1,05±1,00 ^{b,B}	7,712	,001
SP+ASP	64,06±63,59 ^{a,A}	40,09±42,35 ^{b,A}	0,64±1,21 ^{a,b,B}	7,902	,001
DS+ASP	27,69±49,45 ^{a,A}	23,16±40,38 ^{a,b,A}	2,49±1,84 ^{b,A}	1,992	,149
Kontrol	10,17±22,53 ^{a,A}	0,03±0,04 ^{a,B}	0,01±0,01 ^{a,B}	3,042	,058
F	2,01	6,61	13,28		
p	,059	,000	,000		

Tablo'nun sütunlarındaki farklı küçük harfler ve satırlarındaki farklı büyük harfler istatistiksel olarak farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 5: Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δb değerleri

Kontrol grubu ve deney gruplarının $\Delta b1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi (Tablo 5).

ASP uygulanmayan grupların $\Delta b2$ değerleri ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan gruplardan HP+ASP ve SP+ASP gruplarının $\Delta b2$ değerleri, kontrol grubu ve ASP uygulanan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla iken ($p<0,05$), KP+ASP ve DS+ASP gruplarından istatistiksel olarak anlamlı fark göstermedi (Tablo 5).

ASP uygulanmayan grupların $\Delta b3$ değerleri ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan gruplardan HP+ASP, KP+ASP ve DS+ASP gruplarının $\Delta b3$ değerleri kontrol grubu ve ASP uygulanmayan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık gösterirken ($p<0,05$), SP+ASP grubu anlamlı fark göstermedi (Tablo 5).

ASP uygulanmayan grupların $\Delta b1$, $\Delta b2$ ve $\Delta b3$ değerleri kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$). Buna göre tüm grupların $\Delta b1$ değerleri $\Delta b2$ değerlerinden ve $\Delta b2$ değerleri ise $\Delta b3$ değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı.

DS+ASP grubu hariç, ASP uygulanan gruplarda ise $\Delta b1$ ve $\Delta b2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken $\Delta b3$ değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede azdı ($p<0,05$). Grup DS+ASP grubunda ise $\Delta b1$, $\Delta b2$ ve $\Delta b3$ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu.

Kontrol grubunda $\Delta b2$ ve $\Delta b3$ arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken $\Delta b1$ değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p<0,05$).

4.4. Grupların ΔE değerlerinin karşılaştırılması :

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔE değerleri ($\Delta E1$, $\Delta E2$, $\Delta E3$) Tablo 6'de verilmiştir.

	$\Delta E1$	$\Delta E2$	$\Delta E3$	F	p
HP	17,38±8,10 ^{a,A}	3,25±1,07 ^{a,B}	0,51±0,21 ^{a,C}	55,132	,000
KP	16,82±6,87 ^{a,A}	1,44±0,36 ^{b,B}	0,49±0,26 ^{a,C}	79,784	,000
SP	16,72±5,47 ^{a,A}	1,21±0,40 ^{b,B}	0,50±0,14 ^{a,C}	125,332	,000
HP+ASP	14,66±6,45 ^{a,A}	15,37±4,90 ^{c,A}	1,94±0,63 ^{b,B}	38,847	,000
KP+ASP	16,32±6,92 ^{a,A}	13,80±5,55 ^{c,A}	1,61±0,73 ^{b,B}	35,163	,000
SP+ASP	16,06±7,64 ^{a,A}	14,40±5,13 ^{c,A}	1,63±0,45 ^{b,B}	32,982	,000
DS+ASP	15,75±5,10 ^{a,A}	13,19±3,59 ^{c,A}	1,79±0,40 ^{b,B}	63,444	,000
Kontrol	14,87±3,00 ^{a,A}	0,46±0,32 ^{d,B}	0,16±0,09 ^{c,B}	347,195	,000
F	0,329	57,988	43,146		
P	0,939	0,000	0,000		

Tablo'nun sütunlarındaki farklı küçük harfler ve satırlarındaki farklı büyük harfler istatistiksel olarak farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 6: Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔE değerleri

Tüm gruplarda dişlerin $\Delta E1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi (Tablo 6).

Deneysel grupların tümünün $\Delta E2$ değerleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p<0,05$).

ASP uygulanmayan gruplarda HP grubu, diğerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla beyazlatma etkinliği ($\Delta E2$) gösterirken ($p<0,05$), KP ve SP grubunun $\Delta E2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi.

ASP uygulanan grupların $\Delta E2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi.

ASP uygulanan gruplar, ASP uygulanmayan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla beyazlatma etkinliği ($\Delta E2$) gösterdi ($p<0,05$) (Tablo 6).

Deneysel grupların tümünün $\Delta E3$ değerleri kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazlaydı ($p<0,05$).

ASP uygulanmayan grupların $\Delta E3$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan grupların $\Delta E3$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

ASP uygulanan grupların $\Delta E3$ değerleri ASP uygulanmayan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazlaydı ($p<0,05$) (Tablo 6).

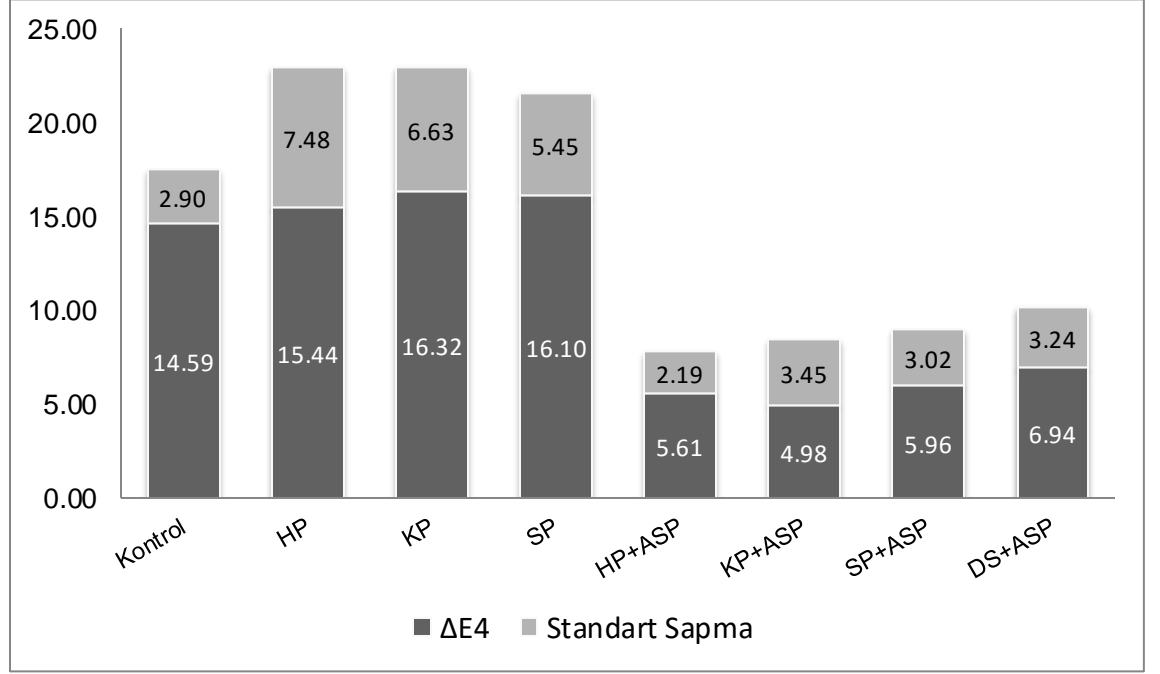
ASP uygulanmayan grupların $\Delta E1$, $\Delta E2$ ve $\Delta E3$ değerleri kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık gösterdi ($p<0,05$). Buna göre grupların $\Delta E1$ değerleri $\Delta E2$ değerlerinden, $\Delta E2$ değerleri de $\Delta E3$ değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı.

ASP uygulanan gruplarda ise $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken, $\Delta E3$ değeri bunlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede azdı ($p<0,05$).

Kontrol grubunda $\Delta E2$ ve $\Delta E3$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok iken $\Delta E1$ değeri diğerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p<0,05$).

4.5. Dişin ilk rengine yaklaşmanın değerlendirilmesi

Çalışma gruplarının $\Delta E4$ değerleri Grafik 1'de verilmiştir.



Grafik 1: Çalışma gruplarının $\Delta E4$ değerleri

Beyazlatma sonrası meydana gelen geri dönüşler sonucunda grupların hiçbiri dişin ilk rengine ulaşamadı.

ASP uygulanmayan gruplar ve kontrol grubunun $\Delta E4$ değerleri ile ASP uygulanan gruplar arasında anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$) (Grafik 1).

ASP uygulanmayan gruplar ve kontrol grubunun $\Delta E4$ değerleri kendi aralarında anlamlı farklılık göstermedi.

ASP uygulanan grupların $\Delta E4$ değerleri kendi aralarında anlamlı farklılık göstermedi.

4.6. ASP uygulanan gruplarda sıcaklık değişimleri

ASP uygulaması yapılan gruplarda uygulama öncesi ve sonrası sıcaklık değişimi değerleri Tablo 7'de verilmiştir.

	Ortalama t1($^{\circ}$ C)	Ortalama t2($^{\circ}$ C)	Ortalama Artış($^{\circ}$ C)
HP+ASP	22,20	30,79	8,59
KP+ASP	21,64	25,28	3,63
SP+ASP	22,76	27,86	5,1
DS+ASP	22,61	28,02	5,41

Tablo 7: ASP uygulama öncesi ve sonrası sıcaklık değişimleri

ASP uygulanan gruplarda uygulama sonrasında elde edilen sıcaklık değerlerine göre grupların hiçbirinin kritik sıcaklık değeri olan 47 $^{\circ}$ C'ye [113] yükselmediği görüldü.

5. TARTIŞMA

Özellikle gelişmiş ülkelerde yaşayan günümüz insanı için estetik en az fonksiyon kadar önem taşımaktadır. Kötü bir estetik, kişilerin tüm sosyal yaşamını olumsuz olarak etkilemekte, psikolojik problemler ortaya çıkarabilmektedir [114]. Bu sebeple, son yıllarda diş beyazlatma hastalar tarafından sıklıkla talep edilen ekonomik ve konservatif bir tedavi seçeneğidir [115].

Dişlerin beyazlatılmasında günümüzde çoğunlukla hidrojen peroksit, karbamiit peroksit ve sodyum perborat kullanılmaktadır [116]. Çalışmamızda devital dişlerin beyazlatılmasında en çok tercih edilen bu üç ajan kullanıldı. Arı ve Üngör [117] yaptıkları çalışmada sodyum perborat'ın su ile karıştırılarak kullanımının, hidrojen peroksit ile karıştırılarak kullanımından beyazlatma etkinliği olarak fark yaratmadığını ve dişsal kök rezorpsiyonu açısından su ile karıştırılarak kullanımının daha uygun olduğunu bildirmişlerdir. Bu yüzden sodyum perborat'ın distile su ile karıştırılarak kullanımı tercih edildi. Diş beyazlatma çalışmalarında daha kolay elde edilebilir olduklarından üçüncü büyük azı dişleri ya da küçük azı dişlerinin değerlendirildiği çalışmalar da [118-120] olmasına karşın daha çok insan üst keser dişleri kullanılmıştır. Çalışmamızda rutin klinik işlemlerde en çok devital beyazlatma yapılan dişler olan insan üst keser dişlerinin kullanılması tercih edildi.

Kısa süreli ve az seans sayılı beyazlatma işlemleri hem hekim hem de hasta motivasyonu açısından önem taşımaktadır. Beyazlatma ajanlarının kabul edilebilir seanslık uygulamaları 30-60 dakika arasında değişmektedir. Çalışmamızda beyazlatma işleminin etkinliği artırılarak seans sayısının azaltılması amaçlanmıştır. Bu amaçla; plazma uygulanan gruplar, plazma uygulanmayan gruplardaki beyazlatma ajanlarının tek seanslık uygulama süreleri ile karşılaştırılmıştır. Buna göre 5 dk.'lık ASP uygulaması ile aktive edilen HP+ASP, KP+ASP, SP+ASP ve DS+ASP gruplarının tümü 30 dk.'lık ASP uygulanmayan HP, KP ve SP gruplarına göre daha fazla beyazlatma etkinliği göstermiştir.

Beyazlatma işleminin süresi, renklenmenin etiyojisi ve renklendirici ajanın dokulara penetrasyon miktarına göre birkaç gün ile birkaç ay arasında sürebilmektedir. Diş beyazlatma işleminin hızlandırılması ve etkinliğinin artırılması amacı ile çeşitli ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bunun yanında gelişen teknoloji ile

birlikte lazer [121] ve soğuk plazma jet [77] gibi cihazlar da kullanılmaya başlanmıştır. Beyazlatma işleminin hızlandırılmasında son dönemde medikal alanda da sıklıkla kullanılmaya başlanan ASP uygulamasının etkisini ortaya koymak amacıyla planladığımız çalışmamızda, ASP uygulaması yapılmayan HP, KP ve SP ajanları ile ASP uygulanarak aktive edilen HP, KP, SP ve DS'un beyazlatma etkinlikleri karşılaştırıldı. ASP uygulama süresini belirlemek amacı ile yapılan ön çalışmada, 10 adet insan üst birinci keser dişlerine 1, 3, 5, 8 ve 10'ar dk.'lık HP + ASP uygulaması yapıldı. Aktif hidrojen peroksit içeriği en hızlı iyonize olan ajan HP olduğundan [27], en kısa sürede meydana gelecek beyazlamanın HP+ASP grubu ile olacağı düşünüldü. Elde ettiğimiz sonuçlarda en uygun uygulama süresinin 5 dakika olduğu tespit edildi. 5 dakikalık uygulama sonrasında elde edilen ΔE verilerinde anlamlı bir artış olmadığı görüldü.

Diş renginin tespit edilmesi; ortamdaki ışık şartları, hekimin tecrübesi ve göz yorgunluğu gibi etkenler sebebi ile zor bir işlemdir. Dikkat edilmez ise hatalı sonuçlar verebilir. Beyazlatma etkinliğini değerlendiren bazı çalışmalarda renk skalaları kullanılmasına rağmen [122-125], verilen değerlerin sayısal olmaması yöntemin hassas ölçüm yapmasına olanak tanımamaktadır. Tüm bu dezavantajları ortadan kaldıran ve tekrarlanabilir ölçümler yapabilen spektrofotometreler ile hassas ölçümler yapmak mümkündür. CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi International Commission on Illumination tarafından rengi tanımlamak üzere geliştirilmiş ve en çok kullanılan sistemdir [126, 127]. Bu etkenler göz önünde bulundurularak çalışmamızda spektrofotometre kullanılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız spektrofotometre olan SpectroShade, daha yaygın olarak kullanılan Vita EasyShade ile kıyaslandığında tek nokta yerine, tüm dişin rengini CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre ölçebilme özelliğine sahiptir.

Vital olmayan dişlerin renklenmelerinin ana nedenlerinden biri travma sonrası meydana gelen hemorajidir [128]. Dişler, hemoglobinin parçalanmasıyla meydana gelen demir sülfidin dentin tübülleri içerisine penetre olmasıyla renklenir [53]. Dişlerin içeriden renklenmesini taklit eden beyazlatma çalışmalarında, dişler insan kamı kullanılarak renklendirilmiştir [111, 116, 129]. Çalışmamızda da Freccia ve Peters'in 1982 yılında önerdiği renklendirme prosedürü kullanılmıştır [111].

Dişlerin çalışma süresince dehidratasyona uğramalarının önlenmesi için nemli ortamda saklanması gerekmektedir. Bunu sağlamak için beyazlatma çalışmalarında deiyonize su [130] ya da yapay tükürük solüsyonları [131] kullanılmaktadır. Ağız ortamının tam olarak taklit edilebilmesi amacıyla çalışmamızda dişler 37 °C'de yapay tükürük solüsyonunda saklandı.

Son yıllarda plazma kimyasındaki gelişmeler ile plazma uygulanan yüzeylerde ve plazma deşarjının oluşturulduğu havada yüzlerce reaksiyon ve onlarca iyon ve radikal türlerin oluştuğu gösterilmiştir. Hava plazmalarında reaktif oksijen türevleri O, O₂(¹Δ) (elektriksel olarak uyarılmış oksijen), OH ve O₃; ve reaktif nitrojen türevleri N, N₂(A) (elektriksel olarak uyarılmış nitrojen), ve NO oluşur [78]. Bu şekilde oluşturulan enerjik iyonlar, serbest elektronlar ve hidroksil radikalleri doğrudan beyazlatmaya etki ederler Bunun yanında meydana gelen plazma etkileşime girdiği madde ile meydana getirdiği sinerjik etkisinden dolayı beyazlatma süresini de kısaltmaktadır [77]. Plazmanın bu etkileri göz önüne alınarak, çalışmamızda deiyonize suya uygulanacak ASP'nin reaktif oksijen türevleri, H⁺, OH⁻, OH₂⁻ ve H₂O₂'in iyonizasyonunda oluşan H₂O + O. vb. reaktif türevler oluşturarak beyazlatma etkisi göstereceği düşünüldü ve deney gruplarına DS + ASP grubu eklendi.

ASP uygulamak üzere hazırladığımız düzenekte; plazma deşarjının diş ve metal taban arasında elektriksel ark yaparak diş yakmasını önlemek amacı ile dişler oda sıcaklığında bulunan agar jellerinin içerisine yerleştirildi. Agar iletken bir madde olduğundan diş ile plazma elektrodu arasında plazma deşarjının oluşumu için gerekli elektrik alanının oluşmasına olanak verdi. Bu şekilde, dişlerin pulpa odalarına koyulan beyazlatma ajanlarına plazma akımı uygulanarak beyazlatma işlemi aktive edildi.

Beyazlatma işlemi sırasında sıcaklık uygulanması dentin tübüllerinin genişleyerek, meydana gelen serbest radikallerin tübüller yoluyla periyodonsiyuma daha kolay geçebilmesinden dolayı servikal rezorpsiyon oluşturabilme potansiyeline sahiptir [132]. Bunun yanında periyodonsiyumdaki sıcaklığın 47 °C'ye ulaşması geri dönüşsüz hasar meydana getirerek dışsal rezorpsiyon başlamasına neden olabilmektedir. Eriksson ve Albrektsson'un [113] tavşanlarda yaptıkları çalışmada, kemiğin 1 dakika boyunca 50 °C'ye kadar ısıtılması ile 5 dakika boyunca 47 °C'ye ısıtılmasının kemikte rezorpsiyon başlattığını göstermişlerdir. ASP uygulamasının bir

miktar sıcaklık artışı oluşturacağı öngörülerek, çalışmamızda ASP uygulamasından hemen önce ve hemen sonra olmak üzere dişlerden sıcaklık ölçümü yapıldı. Plazma uygulamaları sırasında dişin pulpa odasında sıcaklık artışı olmaktadır. Ancak plazma ile yapılan vital ve devital beyazlatma çalışmalarında meydana gelen sıcaklık artışının periyodontal dokulara zarar verebilecek kritik değer olan 47 °C'yi geçmediği görülmektedir. Park ve ark. [77], 20 kHz frekans ve 5 kV voltajda çalışan plazma jet uygulamasının pulpa odasında 37,5 °C artış meydana getirdiğini göstermişlerdir. Sun ve ark. [133] yaptıkları vital beyazlatma çalışmasında, 8 dakikalık plazma jet uygulamasından sonra kron yüzeyinde oluşan sıcaklığın 37 °C'ye ulaştığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda ASP uygulaması sırasında meydana gelen sıcaklık artışı da kritik değere ulaşmamıştır. Diğer çalışmalarda 37 °C'ye yükselen ölçümlerin bizim çalışmamızda ortalama 30 °C olması, ölçümlerin kron yüzeyinden yapılmasından kaynaklanıyor olabilir. Sıcaklık ölçümlerini kron yüzeyinden yapmamız, plazma elektrodu tarafından meydana gelen elektromanyetik alanın uygulama sırasında ve pulpa odası içerisinden ölçüm yapmamıza olanak vermemesi sebebiyledir. Yüksek frekanslarda plazmadaki elektronların çoğu, uyarıcı frekanstaki birçok siklus boyunca iki elektrot arasında hapsolülür ve plazmanın sıcaklığı yükselir [90, 91]. Düşük frekansta üretilen plazmaların sıcaklığı daha düşüktür [92]. Çalışmamızda kullandığımız plazma cihazı 1500 Hz frekansta çalışmaktadır. Bu sebeple elde edilen plazma ışınının sıcaklığı daha düşük olabilir.

Beyazlatma çalışmalarında dişlerde meydana gelen sıcaklık artışlarının değerlendirilmesi genellikle oda sıcaklığında yapılmıştır [134, 135]. Bizim de çalışmamızda sıcaklık ölçümü oda sıcaklığında yapıldı. Devital beyazlatma çalışmalarında sıcaklık artışı ölçülürken, ölçümün pulpa odası içerisinden [136-138] ya da kronun vestibül yüzeyinden [139, 140] yapıldığı çalışmalar vardır. Pulpa odası içerisinden sıcaklık ölçümü yapılırken pulpa odasına termo uçlar yerleştirilmektedir [141, 142]. Bizim çalışmamızda ise uyguladığımız deney düzeneği ve plazma deşarjının meydana getirdiği elektromanyetik etki termo uçların ölçüm yapabilirliğini engellediğinden, sıcaklık ölçümü infrared termometre kullanılarak, ASP cihazı kapatıldıktan hemen sonra ve dişlerin vestibül yüzeylerinden yapıldı.

Vital ve devital beyazlatma tedavilerinden sonra dişlerin yapısına oksijen girişi artmakta ve meydana gelen oksidatif süreç sonucunda dehidratasyon meydana

gelmektedir. Dehidratasyona bağlı olarak iki hafta içerisinde dişlerin parlaklık değerlerinde hafif bir artış gözlenmekte ve dişler daha opak gözükmektedir. İki hafta sonunda oksijen parçalanarak diş tekrar nem kazanmakta ve gerçek rengini göstermektedir. Bu sebeple beyazlatma tedavilerinden sonra özellikle ilk iki hafta içerisinde dişlere restorasyon yapılmaması önerilmektedir [17]. Çalışmamızda dehidratasyona bağlı etkiyi ölçebilmek için beyazlatma işleminden iki hafta sonra tekrar renk ölçümü yapılarak gruplarda ne kadar renk geri dönüşü olduğu ve ASP uygulamasının bu geri dönüş üzerindeki etkileri hesaplandı. Buna göre, tüm deney gruplarında dehidratasyona bağlı renk geri dönüşü gözlendi. ASP uygulanmayan gruplarda gözlenen renk geri dönüşleri, ASP uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak daha azdı. Bunun sebebi ASP uygulanan grupların ASP uygulanmayan gruplara göre daha fazla beyazlamış olması olabilir.

L* değeri, rengin açıklık ve koyuluk miktarını gösterir ve rengin siyahtan beyaza olan değişimini ifade eder. Bunun yanında renk yoğunluğu arttıkça a* ve b* değerleri de artar [4, 10]. Beyazlatma çalışmalarında spektrofotometre ile elde edilen L* değerinin azalmış olması, a* ve b* değerlerinin ise artmış olması dişin koyulaştığını yani renklendiğini, bunun aksine L* değerinin artması, a* ve b* değerlerinin azalması ise dişin renginin açıldığını yani beyazladığını göstermektedir [4]. Çalışmamızda renklendirme sonrası tüm örneklerin L* değerlerinde azalma, a* ve b* değerlerinde ise artış gözlenmiştir. Ayrıca çalışmada kullanılan örneklerin $\Delta E1$ (E2-E1) yani dişlerin başlangıç renkleri ile renklendirme prosedürü sonrası renkleri arasındaki değerler arasında anlamlı fark olmaması tüm örneklerin eşit derecede renklenmiş olduğunu ve renklendirilmiş örneklerin gruplar arasında homojen olarak dağıldığını göstermiştir.

ASP uygulanmayan grupların $\Delta E2$ değerleri incelendiğinde, HP grubunun $\Delta E2$ değerinin KP ve SP grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu görülmektedir. Hidrojen peroksit parçalandığında karbamit peroksit ve sodyum perborata göre daha yüksek konsantrasyonda perhidroksil iyonu oluşturmaktadır. Bu da daha fazla beyazlatma etkinliğine sahip olması anlamına gelir. Lim ve ark. [48], 7 ve 14 günlük periyotlarda %35 hidrojen peroksit, %35 karbamit peroksit ve sodyum perboratın devital beyazlatma etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında hidrojen peroksit ile karbamit peroksinin beyazlatma

etkinliklerini eşit ve sodyum perborattan daha yüksek bulmuşlardır. Valera ve ark. [143] %16 karbamiit peroksit ve sodyum perboratın devital beyazlatma etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında gruplar arasında anlamlı fark bulamamışlardır. İki çalışma arasındaki fark kullanılan karbamiit peroksit ajanının konsantrasyon farkından kaynaklanıyor olabilir. Bizim çalışmamızda, HP grubunun en fazla beyazlatma etkinliğine sahip oluşu uygulama süremizin 30 dakika olmasından kaynaklanıyor olabilir. Hidrojen peroksit, karbamiit peroksit göre çok daha kısa sürede iyonize olmaktadır. Bu da kısa süreli ölçümlerde karbamiit peroksit göre daha fazla beyazlatma etkinliği göstermesinin sebebi olabilir.

Beyazlatmadan iki hafta sonra yapılan ölçümlerde tüm deney gruplarında dehidratasyona bağlı olarak renk geri dönüşleri görüldü. Bu bulgu, Greenwall [17] tarafından bildirilen iki hafta içerisinde dehidratasyona bağlı renk geri dönüşü olabileceği hipotezi ile uyumludur. ASP uygulanmayan gruplardaki dehidratasyona bağlı renk geri dönüşleri ($\Delta E3$) arasında anlamlı fark gözlenmedi. ASP uygulanan grupların $\Delta E3$ değerleri de kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermedi. Ancak ASP uygulanan grupların $\Delta E3$ değerleri ASP uygulanmayan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derece yüksek olduğu gözlemlendi. Bu fark, ASP uygulanan grupların ASP uygulanmayan gruplara göre çok daha fazla beyazlamasından kaynaklanıyor olabilir.

Beyazlatmadan iki hafta sonra yapılan ölçümler ile dişlerin ilk renkleri arasındaki renk farkları incelendiğinde ($\Delta E4$), deneysel grupların hiçbirinde dişlerin ilk rengine ulaşamadığı görülmüştür. Bu bulgu, ASP uygulanan gruplarda 5 dakikalık plazma uygulamasının dişin renklenmeden önceki ilk rengine dönüş için yeterli olmadığını göstermektedir. Bu durumda ajanın yenilenmesi ile bir seans daha 5 dakikalık beyazlatma uygulamasının yapılması uygun gözükmektedir.

Beyazlatma ajanlarının etki mekanizması, perhidroksil ve oksijen iyonlarının oksidasyon-redüksiyon mekanizması yolu ile uzun zincirli molekülleri yükseltgeyerek kısa zincirli moleküllere parçalaması ile gerçekleşir [63]. Soğuk plazmalar devital beyazlatma işleminde kullanılan hidrojen peroksitten OH^{2-} salınımını arttırmaktadır. Artmış OH^{2-} 'nin dentin üzerinde kuvvetli bir beyazlatma etkisi gösterdiği daha önceki çalışmalarda gösterilmiştir [49, 75]. Çalışmamızda ASP uygulanan grupların tamamında, ASP uygulanmayan gruplara göre istatistiksel

olarak anlamlı derecede daha yüksek ΔE değeri bulunmuştur. Elde ettiğimiz sonuçlar plazma ile daha önce yapılan çalışmalar ile uyumluluk göstermiştir. ASP kullanılarak yapılan vital ve devital beyazlatma çalışmalarının tümünde plazma ilgili yüzeye gaz akımı yolu ile ulaştırılmıştır [75, 77, 133]. Bu yöntemin bir dezavantajı, kullanılan gaz akımının bir süre sonra beyazlatma ajanını pulpa odasından ya da dış yüzeyinden püskürterek tamamen uzaklaştırmasıdır. Park ve ark. [77] plazma jetin devital beyazlatmadaki etkinliğini inceledikleri çalışmalarında, pulpa odasına koydukları %30 konsantrasyondaki hidrojen peroksit jelini 5 dakikada bir yenileyerek 10, 20 ve 30 dakika plazma jet uygulamışlardır. Plazma jet uygulaması yapılmayan gruba göre 10 dakikada 2,5 kat, 20 dakikada 2,7 kat ve 30 dakikada 2 kat daha fazla ΔE değeri elde etmişlerdir. Lee ve ark. [75] plazma jetin vital beyazlatmadaki etkinliğini inceledikleri çalışmalarında, mine yüzeyine uyguladıkları %30 konsantrasyondaki hidrojen peroksit jelini 30 saniyede bir yenileyerek 20 dakikalık plazma jet uygulaması sonucu, plazma uygulanmayan gruba göre yaklaşık 3 kat daha fazla ΔE değeri elde etmişlerdir. Sun ve ark. [133] mine yüzeyine uyguladıkları %35 konsantrasyondaki hidrojen peroksit jelini 30 saniyede bir yenileyerek 20 dakikalık plazma jet uygulaması sonucu plazma uygulanmayan gruba göre 2 kat daha fazla ΔE değeri elde etmişlerdir. Nam ve ark. [76] mine yüzeyine 10 ve 20 dakika plazma jet uygulanan %15 konsantrasyondaki KP ile plazma uygulanmayan %15 konsantrasyondaki KP gruplarını karşılaştırmışlar ve plazma jet uygulanan grupta 10 dakikada 2,7 kat, 20 dakikada ise 3 kat daha fazla ΔE değeri elde ettiklerini bildirmişlerdir. Plazmanın uygulama yüzeyine gaz akımı ile ulaştırılması ortamda oluşan tüm aktiflenmiş iyon ve radikalleri püskürtme sebebi ile uzaklaştırarak beyazlatma etkisini azaltmakta, plazmanın meydana getirdiği sinerjistik etkiyi yok etmekte ve uygulama süresini de uzatmaktadır. Bizim çalışmamızda plazma jet yerine direkt plazma muamelesi yapılarak plazma deşarjı uygulanmış ve 5 dakikalık uygulama ile 30 dakika süre ile plazma kullanılmadan uygulanan beyazlatma ajanlarına göre; HP grubunda 4,7 kat, KP grubunda 9,5 kat ve SP+DS grubunda 12 kat daha fazla ΔE değeri elde edilmiştir. Bu uygulama biçimi, kısa süre aralıklarla beyazlatma jeli yenilenmesi gerekliliğini ortadan kaldırarak beyazlatma etkinliğini arttırmış ve uygulama süresini kısaltmıştır. Çalışmamızda plazmanın beyazlatma ajanlarının etkinliğini önceki çalışmalara göre daha fazla arttırması, gaz akımı

kullanılmadan aktive edilmiş jelin pulpa odası içerisinde muhafaza edilmesine bağlanabilir.

Özellikle travma sonrasında meydana gelen hemorajiler devital dişlerin renklenmelerinin ana nedenlerinden biridir [128]. Kanama sonrası hemoglobin parçalanarak demir sülfid oluşturur ve dentin tübüllerine penetre olur. Bu dişlerde kahverengi bir renklenme meydana getirir [53]. Fenton reaksiyonu ($Fe^{2+} + H_2O_2 \rightarrow Fe^{3+} + HO\bullet + OH^-$), ferröz demir (Fe^{2+}) ve hidrojen peroksit arasında meydana gelen, hidrojen peroksiti indirgerken Fe^{2+} 'i yükseltgeyerek yüksek derecede reaktif hidroksil radikallerinin oluşması ile sonuçlanan bir reaksiyondur [144].

Çalışmamızda kan ile renklendirilmiş dişlerde yaptığımız beyazlatma sonucu elde ettiğimiz ΔE değerlerinin, kahve ya da şarap ile renklendirilmiş vital beyazlatma çalışmalarındaki [75, 133] ΔE değerlerinden yüksek bulunmasının nedeni, kan ile renklendirilmiş dişlerde meydana gelen fenton reaksiyonu sonucu yüksek derecede reaktif hidroksil radikallerinin oluşarak beyazlatma etkinliğini arttırması olabilir.

Deiyonize su, doğada bulunan suyun iyonlarından arındırılmış halidir. Kimyasal uygulamalarda doğal suyun içerisindeki iyonların yapılan deneylere etki etmemesi için su deiyonize edilmektedir. Deiyonize suya uygulanan plazma deşarjı suda bir çok reaksiyon meydana getirerek ozon, reaktif oksijen türevleri, yüklü parçacıklar ve ozondan daha güçlü okside edici radikaller oluşturmaktadır [145, 146]. Bunun yanında plazma uygulanan deiyonize suyun asidik özellik kazandığı da bildirilmiştir [147]. Kojtari ve ark. [148] yaptıkları çalışmada deiyonize suya dielektrik bariyer deşarjı yolu ile üretilen plazma uygulamaları ve 3 dakikalık uygulama sonucunda deiyonize suyun pH'nın 2 'ye düştüğünü bildirmişlerdir. Shainsky ve ark [149]. plazma uygulamasının başladığı an deiyonize sudaki hidrojen peroksit konsantrasyonu 2000 mg/L yükselirken, 15 dakikalık uygulama sonucu hidrojen peroksit konsantrasyonunun 10 mg/L'ye düştüğü gösterilmiştir. Bu veriler incelendiğinde plazma uygulanan deiyonize suda beyazlatmada kullanılan hidrojen peroksit oluştuğu ve bunun hızla parçalandığı görülmektedir. Hidrojen peroksitin oksidasyon etkinliği düşük pH değerlerinde daha yüksektir [150]. Deiyonize suya plazma uygulaması sonrasında meydana gelen plazma asidindeki diğer bir okside edici süperoksit anyonu $O_2^{\bullet-}$ 'dir. Hidrojen peroksit ile beraber $O_2^{\bullet-}$ 'nin okside edici özelliği çok daha artmaktadır [149]. Çalışmamızda deiyonize suya 5 dakika süre ile

uyguladığımız ASP sonucunda elde ettiğimiz ΔE değeri, ASP uygulanmayan tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derece fazladır. Bunun yanında ASP uyguladığımız diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır. Plazma uygulaması ile pH'ı 2 seviyesine düşen deiyonize suyun asidik etkisi hidrojen peroksitin iyonizasyonunu azaltıyor gibi gözüktüğü de, iyonizasyonun büyük miktarı plazma etkisi ile gerçekleşmektedir [149]. Büyük oranda iyonize olmuş hidrojen peroksit, ortamın asidik etkisi ile yüksek derecede oksidasyon özelliği kazanmaktadır [150]. Bu da çalışmamızda deiyonize suya uygulanan plazmanın diğer plazma grupları ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak eşit miktarda beyazlatma etkinliğine sahip olmasının sebebi olabilir.

Çalışmanın geliştirilebilirliği adına yapılacak daha ileri çalışmalarda, deiyonize suya plazma uygulamasının organik doku ile temas halinde bulunan deiyonize suyun pH'mı ne kadar değiştireceğinin tespit edilmesi uygun olabilir. Asidik ortam, hidrojen peroksitin oksidasyonunu artırarak beyazlatma etkinliğini yükseltse de, dişin organik ve inorganik yapısına zarar verebilir. Bunun yanında plazma uygulaması ile meydana gelen çok sayıda serbest radikal, dentin tübüleri yolu ile dış dokulara sızabilirler. Bu sızıntı servikal rezorpsiyon açısından istenmeyen bir durumdur. Bunun tayini için yeni bir çalışma düzeneği geliştirilerek daha ileri deneyler yapılabilir. İdeal seans süresi olarak 5 dk. belirlediğimiz ASP uygulama gruplarında dişlerin ilk renklerine dönmediğini belirledik. Yapılacak daha ileri çalışmalarda, ASP uygulamasının dişler ilk rengine dönene kadar seans-seans uygulandığı bir deney planlaması yapılabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tüm grupların L* değerleri azalmış ve renklendirme işlemi sonucunda siyaha doğru değişim göstermiştir. Grupların a* ve b* değerlerinde ise artış görülmüş yani renk yoğunluğu artmıştır.

Beyazlatma işlemi sonucunda ise grupların L* değerleri artmış yani beyaza doğru değişim göstermiştir. Bunun aksine a* ve b* değerlerinde ise azalma gözlenmiş yani renk yoğunluğu azalmıştır.

Uygulama süresi 5 dk. olan ASP gruplarında meydana gelen beyazlatma miktarı (ΔE_2), uygulama süresi 30 dk. olan ASP uygulanmayan gruplara göre daha fazladır. Bu bulgu ASP uygulamasının beyazlatma ajanlarının iyonizasyonunu hızlandırdığı sonucunu vermektedir.

Deiyonize suya ASP uygulaması sonucu etkili bir beyazlama (ΔE_2) meydana gelmektedir. Bu beyazlatma miktarı diğer ASP uygulanan gruplar ile istatistiksel olarak eşit, ASP uygulanmayan gruplara göre ise fazladır.

Dehidratasyona bağlı olarak meydana gelen renk geri dönüşleri (ΔE_3) ASP uygulanan gruplarda ASP uygulanmayan gruplara göre daha fazladır.

Beyazlatma işlemi sonucunda deney gruplarının hiçbirinde dişlerin ilk rengine ulaşılammıştır. Bu bulgu (ΔE_4), klinikte dişlerin renklenme şiddetine göre 5 dk'lık tek seans ASP uygulamasının yeterli olamayabileceğini göstermektedir.

ASP uygulaması sonucunda meydana gelen sıcaklık, kritik değer olan 47 °C'yi geçmemektedir. Sıcaklık oluşumu açısından ASP uygulaması güvenli sayılabilir.

ÖZET

Devital Beyazlatma Ajanlarının Atmosferik Soğuk Plazma Güç Kaynağı ile Aktivasyonunun Beyazlatma ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkinliğinin İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı atmosferik soğuk plazma ile aktive edilen geleneksel beyazlatma ajanlarının, aynı ajanların tek seanslık kullanımları ile karşılaştırılmasıdır.

120 yeni çekilmiş insan üst santral kesici dişi insan kamı kullanılarak renklendirilmiştir. Örneklerin ilk renkleri spektrofotometre kullanılarak ölçülüp, $\Delta E1$ olarak kaydedilmiştir. Renklendirmeden sonra dişler 7 deney ve 1 kontrol grubuna ayrılmıştır (n=15). %35 Hidrojen peroksit (HP), %37 Karbomit peroksit (KP), Sodyum perborat + distile su (SP), Hidrojen peroksit + atmosferik soğuk plazma (ASP) uygulaması (HP+ASP), KP+ASP uygulaması, SP+ASP uygulaması, Deiyonize su (DS) + ASP uygulaması, Kontrol grubu; yapay tükürükte bekletilmiş renklendirilmiş örnekler. Örnekler beyazlatıldıktan sonra renkleri spektrofotometre ile ölçüldü ve $\Delta E2$ olarak kaydedildi. İki hafta sonra, dehidratasyona bağlı renk geri dönüşlerinin değerlendirilmesi amacıyla tekrar renk ölçümü yapıldı ve $\Delta E3$ olarak kaydedildi. İstatistiksel değerlendirme SPSS 20.0 bilgisayar programı kullanılarak yapıldı. Gruplardaki L^* , a^* ve b^* değerleri değişimleri tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve post hoc Bonferroni ya da Dunnett-C ile hesaplandı. Sonuçlar $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

ASP uygulanan gruplardaki beyazlatma etkinliğinin uygulanmayan gruplara göre yüksek olduğu tespit edildi. ASP uygulamasının dişlerde meydana getirdiği sıcaklık artışı kritik seviyeye ulaşmadığı gözlemlendi. Deiyonize suya plazma uygulaması sonucu elde edilen beyazlatma etkinliği beyazlatma ajanlarına ASP uygulandığında elde edilen beyazlatma etkinliği ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi. Dehidratasyona bağlı renk geri dönüşleri değerlendirildiğinde hiçbir grupta dişlerin orjinal renklerine ulaşamadığı görüldü.

Elde edilen veriler sonucunda plazma ile aktive edilen deiyonize suyun beyazlatma ajanlarına bir alternatif olabileceği tespit edildi. Ayrıca plazma ile aktive edilen ajanların tek seanslık uygulamalarının yeterli olamayabileceği görüldü.

Anahtar kelimeler: Atmosferik soğuk plazma, beyazlatma, hidrojen peroksit, karbamiit peroksit, sodyum perborat.

ABSTRACT

Evaluation of the Effectiveness of Atmospheric Low Temperature Power Source Activated Bleaching Agents on Bleaching Efficacy and Color Stability

The purpose of this study was to compare the bleaching effectiveness of atmospheric cold plasma activation with traditional one session use of non-plasma activated bleaching agents.

120 freshly extracted human maxillary first incisors were stained using human blood. Initial color for specimens measured by using a spectrophotometer and recorded as $\Delta E1$. Specimens were then divided into 7 experimental and 1 control groups (n=15). HP group: 35% hydrogen peroxide (HP), 37% carbamide peroxide (CP), sodium perborate + distilled water (SP), hydrogen peroxide + atmospheric cold plasma application (HP+ASP), CP+ASP application, SP+ACP application, deionized water (DW) + ACP application, control group: stained incisors kept in artificial saliva. Bleached colors of specimens were measured with spectrophotometer and recorded as $\Delta E2$. After 2 weeks, all of specimens were measured for color relapse due to dehydration and recorded as $\Delta E3$. Statistical evaluation was performed with SPSS 20.0 statistical analysis program. Changes of L^* , a^* , b^* values of groups were evaluated by using one-way analysis of variance (ANOVA) and post hoc Bonferroni or Dunnett-C. $p < 0,05$ represented statistical significance.

ACP application increased the bleaching efficacy when compared with non-ACP applied groups. ACP application didn't rise the temperature of specimens to critical levels. Application of plasma to deionized water statistically had the same bleaching efficacy with ACP applied bleaching agents. None of the groups reached their original colors after the evaluation of color relapse due to dehydration.

The results of the study showed that deionized water might be an alternative to bleaching agents. Moreover, it is observed that plasma activated agents might not generate a sufficient bleaching when performed for single session.

Keywords: atmospheric cold plasma, bleaching, carbamide peroxide, hydrogen peroxide, sodium perborate.

KAYNAKLAR

1. Haywood VB. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. *Quintessence Int*, 1992; 23(7): 471-488
2. Paravina RD and Powers JM. *Esthetic Color Training In Dentistry*. St. Louis, Elsevier Mosby, 2004: 3-33
3. Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonshot EH. Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries Res*, 1995; 29(1): 8-13
4. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*, 2004; 32(1): 3-12
5. Pensler AV. Shade selection: problems and solutions. *Compend Contin Educ Dent*, 1998; 19(4): 387-390, 392-394
6. Chu SJ, Devigus A, Mielezsko AJ. *Fundamentals of Color*. Chicago, Ill: Quintessence Publishing Co, 2004: 2-9, 14-16
7. Shetri SA, Matis BA, Cochran MA, Zekonis R, Stropes M.A. A clinical evaluation of two office tooth bleaching products. *Oper Dent*, 2003; 28: 488-495
8. Paravina RD and Powers JM. *Esthetic Color Training In Dentistry*. St. Louis, Elsevier Mosby, 2004: 41-47
9. Kuehni R. The early development of the Munsell system. *Color Research and Application*, 2002; 27: 20-27
10. 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
11. O'Brian WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 4th ed. Canada, Quintessence Publishing Co, 2008: 25-38
12. Hindle JP and Harrison A. Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2000; 8(2): 57-61
13. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am*, 2001; 45(1): 155-172
14. Guo H et al. The investigation of color selection of 4340 cases of ceramic restorations. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 2000; 18(3): 174-177

15. Ontiveros JC and Paravina RD. Color change of vital teeth exposed to bleaching performed with and without supplementary light. *J Dent*, 2009; 37(11): 840-847
16. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 2002; 87(6): 657-666
17. Greenwall L. A brief history of tooth bleaching. *Bleaching techniques in restorative dentistry*. London, UK, Martin Dunitz Ltd, 2001: 31-60
18. Turker SB and 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
19. Spasser HF. A simple bleaching technique using sodium perborate. *NY State Dent J*, 1961; 27: 332-334
20. Cohen S and Parkins FM. Bleaching tetracycline-stained vital teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1970; 29(3): 465-471
21. Haywood VB and Heymann HO. Nightguard vital bleaching. *Quintessence Int*, 1989; 20(3): 173-176
22. Watts A and Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J*, 2001; 190(6): 309-316
23. Hattab FN, Qudeimat MA, al-Rimawi HS. Dental discoloration: an overview. *J Esthet Dent*, 1999; 11(6): 291-310
24. Scannapieco FA and Levine MJ. Saliva and dental pellicles, in *Contemporary periodontics*. Mosby, St. Louis, 1990: 117-119
25. Rotstein I and Walton ER. Bleaching discolored teeth: Internal and External, in *Endodontics: Principles and Practice*. Saunders, Elsevier Inc., 2009: 392-394
26. Turker SB and Biskin T. The effect of bleaching agents on the microhardness of dental aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*, 2002; 29(7): 657-661
27. Goldstein RE and Garber DA. *Complete Dental Bleaching*. Chicago, Quintessence Inc. Publishing, 1995: 6
28. Swift EJ. A method for bleaching discolored vital teeth. *Quintessence Int*, 1988; 19(9): 607-612

29. Weatherell JA, Robinson C, and Hallsworth AS. Changes in the fluoride concentration of the labial enamel surface with age. *Caries Res*, 1972; 6(4): 312-324
30. Ardu S, Stavridakis M, Krejci I. A minimally invasive treatment of severe dental fluorosis. *Quintessence Int*, 2007; 38(6): 455-458
31. Ingle JL and Bakland LK. *Endodontics*. 4th ed., Philadelphia, Lea&Febiger, 1994: 1384
32. Witkop CJ. Amelogenesis imperfecta, dentinogenesis imperfecta and dentin dysplasia revisited: problems in classification. *J Oral Pathol*, 1988; 17(9-10): 547-553
33. Çalışkan K. *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. İzmir, Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti., 2009: 57
34. Attin T, Paqué F, Ajam F, Lennon AM. Review of the current status of tooth whitening with the walking bleach technique. *Int Endod J*, 2003; 36(5): 313-329
35. Plotino G, Buono L, Grande NM, Pameijer JM, Somma F. Nonvital tooth bleaching: a review of the literature and clinical procedures. *J Endod*, 2008; 34(4): 394-407
36. Faunce F. Management of discolored teeth. *Dent Clin North Am*, 1983; 27(4): 657-670
37. Vogel RI. Intrinsic and extrinsic discoloration of the dentition (a literature review). *J Oral Med*, 1975; 30(4): 99-104
38. Rotstein I. Tooth discoloration and bleaching, in *Endodontics*. BC Decker Inc: Hamilton, Ontario, Canada, 2002: 845-860
39. Harrington GW and Natkin E. External resorption associated with bleaching of pulpless teeth. *J Endod*, 1979; 5(11): 344-348
40. Tam L. Clinical trial of three 10% carbamide peroxide bleaching products. *J Can Dent Assoc*, 1999; 65(4): 201-205
41. Efeoglu N, Wood D, Efeoglu C. Microcomputerised tomography evaluation of 10% carbamide peroxide applied to enamel. *J Dent*, 2005; 33(7): 561-567

42. Ruse ND, Smith DC, Torneck CD, Titley KC. Preliminary surface analysis of etched, bleached, and normal bovine enamel. *J Dent Res*, 1990; 69(9): 1610-1613
43. Rotstein I, Dankner E, Goldman A et al. Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *J Endod*, 1996; 22(1): 23-25
44. Oltu U and Gurgan S. Effects of three concentrations of carbamide peroxide on the structure of enamel. *J Oral Rehabil*, 2000; 27(4): 332-340
45. Chng HK, Ramli HN, Yap AUJ, Lim CT. Effect of hydrogen peroxide on intertubular dentine. *J Dent*, 2005; 33(5): 363-369
46. Friedman S. Internal bleaching: long-term outcomes and complications. *J Am Dent Assoc*, 1997; 128: 51-55
47. Dietschi D. Nonvital bleaching: general considerations and report of two failure cases. *Eur J Esthet Dent*, 2006; 1(1): 52-61
48. Lim KC. Considerations in intracoronal bleaching. *Aust Endod J*, 2004; 30(2): 69-73
49. Marin PD, Bartold PM, Heithersay GS. Tooth discoloration by blood: an in vitro histochemical study. *Endod Dent Traumatol*, 1997; 13(3): 132-138
50. Howell RA. Bleaching discoloured root-filled teeth. *Br Dent J*, 1980; 148(6): 159-162
51. Steiner DR and West JD. A method to determine the location and shape of an intracoronal bleach barrier. *J Endod*, 1994; 20(6): 304-306
52. Pearson HH. Bleaching of discolored teeth. *J AM Dent Assoc*, 1958; 56: 64-65
53. Nutting EB and Poe GS. A new combination for bleaching teeth. *J So Calif Dent Assoc*, 1963; 31(1): 289-321
54. Settembrini L, Gultz J, Kaim J, Scherer W. Technique for bleaching non-vital teeth: inside/outside bleaching. *J Am Dent Assoc*, 1991; 128: 1283-1284
55. Goldstein RE. Esthetics in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 1982; 104(3): 301-302
56. Sulieman M. An overview of bleaching techniques: 3. In-surgery or power bleaching. *Dent Update*, 2005; 32(2): 101-104, 107-108

57. Carrasco LD, Zanello GDM, Pecora JD, Fröner IC. Evaluation of dentin permeability after light activated internal dental bleaching. *Dent Traumatol*, 2007; 23(1): 30-34
58. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. United Kingdom: Martin Lunitz Ltd, 1999: 81
59. Leonard RH. Long-term treatment results with nightguard vital bleaching. *Compend Contin Educ Dent*, 2003; 24(4A): 364-374
60. Goldstein RE. Bleaching teeth: new materials-new role. *J Am Dent Assoc*, 1987; 115: 44E-52E
61. Fasanaro TS. Bleaching teeth: history, chemicals, and methods used for common tooth discolorations. *J Esthet Dent*, 1992; 4(3): 71-78
62. Albers H. *Lightening Natural Teeth*. Adept Report, 1990; 2(1): 1-24
63. Kreisler M, Al-Haj H, D'Hoedt B. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2002; 93(6): 730-735
64. Dahl JE and Pallesen U. Tooth bleaching--a critical review of the biological aspects. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2003; 14(4): 292-304
65. Armstrong SR, Jessop JLP, Winn E, Tay FR, Pashley DH. Effects of polar solvents and adhesive resin on the denaturation temperatures of demineralised dentine matrices. *J Dent*, 2008; 36(1): 8-14
66. Weiger R, Kuhn A, Lost C. In vitro comparison of various types of sodium perborate used for intracoronal bleaching of discolored teeth. *J Endod*, 1994; 20(7): 338-341
67. Cohen SC. Human pulpal response to bleaching procedures on vital teeth. *J Endod*, 1979; 5(5): 134-138
68. Christensen GJ. The tooth-whitening revolution. *J Am Dent Assoc*, 2002; 133(9): 1277-1279
69. 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
70. Howard WR. Patient-applied tooth whiteners. *J Am Dent Assoc*, 1992; 123(2): 57-60

71. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent*, 2000; 12(6): 340-349
72. Park SH, Noh BD, Cho YS, Kim SS. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Oper Dent*, 2006; 31(1): 3-10
73. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 2004; 48(4): 751-770
74. Arslan H, Akcay M, Yasa B, Hatirli H, Saygili G. Bleaching effect of activation of hydrogen peroxide using photon-initiated photoacoustic streaming technique. *Clin Oral Investig*, 2015; 19(2): 253-259
75. Lee HW, Kim GJ, Kim JM et al. Tooth bleaching with nonthermal atmospheric pressure plasma. *J Endod*, 2009; 35(4): 587-591
76. Nam SH, Lee HW, Cho SH et al. High-efficiency tooth bleaching using non-thermal atmospheric pressure plasma with low concentration of hydrogen peroxide. *J Appl Oral Sci*, 2013; 21(3): 265-270
77. Park JK, Nam SH, Kwon HC et al. Feasibility of nonthermal atmospheric pressure plasma for intracoronal bleaching. *Int Endod J*, 2011; 44(2): 170-175
78. Laroussi M, Kong MG, Morfill G, Stolz W. *Plasma Medicine. Applications of Low-Temperature Gas Plasmas in Medicine and Biology*. United Kingdom, Cambridge University Press, 2012: 3-74
79. Laroussi M. Non-Thermal Decontamination of Biological Media by Atmospheric Pressure Plasmas: Review, Analysis, and Prospects. *IEEE Trans. Plasma Sci*, 2002; 30: 1409-1415
80. Becker K, Koutsospyros A, Yin SM et al. Environmental and biological applications of microplasmas. *Plasma physics and controlled fusion*, 2005; 47(12B): 513
81. Morris AD, McCombs GB, Akan T et al. Cold Plasma Technology: Bactericidal Effects of on *Geobacillus Stearothermophilus* and *Bacillus Cereus*. *J Dent Hyg*, 2009; 83(2): 55-61

82. Leach EH, Peters RA, Rossiter RJ. Experimental Thermal Burns, Especially The Moderate Temperature Burn. *Experimental Physiology*, 1943; 32(1): 67-86
83. Koegelschatz U. Dielectric-Barrier Discharges: Their History, Discharge Physics, and Industrial Applications. *Plasma Chemistry and Plasma Processing*, 2003; 23(1): 1-46
84. Massines F, Rabehi A, Decomps P et al. Experimental and theoretical study of a glow discharge at atmospheric pressure controlled by dielectric barrier. *J. Appl. Phys.*, 1998; 83: 2950-2956
85. Zach L, Cohen G. Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 1965; 19: 515-530
86. Chan KH, Friedman NR, Allen GC et al. Randomized, controlled, multisite study of intracapsular tonsillectomy using low-temperature plasma excision. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 2004; 130(11): 1303-1307
87. De Boer J, Srinavas S, Malekafzali A, Chen Z, Nelson J. Imaging thermally damaged tissue by Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography. *Opt Express*, 1998; 3(6): 212-218
88. Liu DW, Shi JJ, Kong M. Principles of Plasma Discharges and Materials Processing. *Appl. Phys. Lett.*, 2007; 90: 502
89. Iza F, Kim GJ, Lee SM et al. Microplasmas: Sources, Particle Kinetics, and Biomedical Applications. *Plasma Proc. Polym.*, 2008; 5: 322
90. Aints M, Haljaste A, Kudu K, Adamson VJ. The role of negative ions in high-frequency discharges. *Phys. D: Appl. Phys.*, 1995; 28: 81
91. Walsh JL, Kong MG. Contrasting characteristics of linear-field and cross-field atmospheric plasma jets. *Appl. Phys. Lett.*, 2008; 56 (111501)
92. Ohmi H, Kakiuchi H, Hamaoka Y, Yasutake K. Silicon film formation by chemical transport in atmospheric-pressure pure hydrogen plasma. *J. Appl. Phys.*, 2007; 102 (023302)
93. Siemens W. Ueber die elektrostatische Induction und die Verzögerung des Stroms in Flaschendrähnen. *Poggendorfs Ann. Phys. Chem.*, 1857; 12: 66
94. Kanazawa S, Kogoma M, Moriwaki T, Okazaki S. Stable glow plasma at atmospheric pressure. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 1988; 21: 88

95. Laroussi M, Lu X, Kolobov V, Arslanbekov R. Power consideration in the pulsed dielectric barrier discharge at atmospheric pressure. *J. Appl. Phys.*, 2004; 96: 3028
96. Okazaki S, Kogoma M, Uehara M, Kimura Y. Appearance of stable glow discharge in air, argon, oxygen and nitrogen at atmospheric pressure using a 50 Hz source. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 1993; 26: 889
97. Gherardi N, Gouda G, Gat E, Ricard A, Massines F. Transition from glow silent discharge to micro-discharges in nitrogen gas. *Plasma Sources Sci. Technol.*, 2000; 9: 340
98. Kim DB, Rhee JK, Gweon B, Moon SY, Choe W. Comparative study of atmospheric pressure low and radio frequency microjet plasmas produced in a single electrode configuration. *Appl. Phys. Lett.*, 2007; 91: 37-40
99. Shi JJ, Kong MG. Radio-frequency dielectric-barrier glow discharges in atmospheric argon. *Appl. Phys. Lett.*, 2007; 90 (111502)
100. Lieberman MA, Lichtenberg AJ. *Principles of Plasma Discharges and Materials Processing*. New Jersey: John Wiley and Sons, Cambridge University Press, 2005
101. Shi JJ, Kong MG. Evolution of discharge structure in capacitive radio-frequency atmospheric microplasmas. *Phys. Rev. Lett.*, 2006; 96 (105009)
102. Kushner MJ. Modelling of microdischarge devices: plasma and gas dynamics. *J. Phys. D Appl. Phys.*, 2005; 38: 1633
103. Duan Y, Huang C, Yu Q. Low-temperature direct current glow discharges at atmospheric pressure. *IEEE Trans. Plasma Sci.*, 2005; 33: 328
104. Forster S, Mohr C, Viol W. Investigations of an atmospheric pressure plasma jet by optical emission spectroscopy. *Surface Coatings Technol.*, 2005; 200: 827
105. Lu X, Cao Y, Yang P et al. An plasma device for sterilization of root canal of teeth. *IEEE Trans. Plasma Sci.*, 2009; 37: 668
106. Korzec D, Finantu-Dinu EG, Teschke M. Characterization of a surface barrier discharge in helium. *IEEE Trans. Plasma Sci.*, 2006; 33: 310

107. Cheng C, Liye Z, Zhan R. Surface modification of polymer fibre by the new atmospheric pressure cold plasma jet. *Surface Coatings Technol.*, 2006; 200: 6659
108. Koinuma H, Ohkubo H, Hashimoto T et al. Development and application of a microbeam plasma generator. *Appl. Phys. Lett.* 1992; 60: 816
109. Schütze A, Jeong JY, Babayan SE et al. The atmospheric-pressure plasma jet: a review and comparison to other plasma sources. *IEEE Trans. Plasma Sci.*, 1998; 26: 1685
110. Herrmann HW, Henins I, Park J, Selwyn GS. Decontamination of chemical and biological warfare (CBW) agents using an atmospheric pressure plasma jet. *Physics Plasmas*, 1999; 6: 2284
111. Freccia WF and Peters DD. A technique for staining extracted teeth: a research and teaching aid for bleaching. *J Endod*, 1982; 8(2): 67-69
112. Klimek J, Hellwig E, Ahrens G. Effect of plaque on fluoride stability in the enamel after amine fluoride application in the artificial mouth. *Dtsch Zahnarztl Z*, 1982; 37(10): 836-840
113. Eriksson AR and 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
114. Arens D. The role of bleaching in esthetics. *Dent Clin North Am*, 1989; 33(2): 319-336
115. Crim GA. Prerestorative bleaching: effect on microleakage of Class V cavities. *Quintessence Int*, 1992; 23(12): 823-825
116. Vachon C, Vanek P, Friedman S. Internal bleaching with 10% carbamide peroxide in vitro. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1998; 10(9): 1145-1148
117. Ari H and Ungor M. In vitro comparison of different types of sodium perborate used for intracoronal bleaching of discoloured teeth. *Int Endod J*, 2002; 35(5): 433-436
118. Maia E, Baratieri LN, Andrada MAC, Monteiro S, Vieira VCC et al. The influence of two home-applied bleaching agents on enamel microhardness: an in situ study. *J Dent*, 2008; 36(1): 2-7

119. Pinto CF, Oliveira R, Cavalli V, Giannini M. Peroxide bleaching agent effects on enamel surface microhardness, roughness and morphology. *Braz Oral Res*, 2004; 18(4): 306-311
120. Polydorou O, Hellwig E, Hahn P. The efficacy of three different in-office bleaching systems and their effect on enamel microhardness. *Oper Dent*, 2008; 33(5): 579-586
121. Niklaus UW, Barosso MCS, Jose EP. Dental Bleaching Efficacy With Diode Laser And LED Irradiation: An in vitro study. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2004; 35: 254-258
122. Kossatz S, Dalanhol AP, Cunha T, Loguercio A, Reis T. Effect of light activation on tooth sensitivity after in-office bleaching. *Oper Dent*, 2011; 36(3): 251-257
123. dos Santos Medeiros MC and de Lima KC. Effectiveness of nightguard vital bleaching with 10% carbamide peroxide -- a clinical study. *J Can Dent Assoc*, 2008; 74(2): 163-163e
124. Li Y, Lee SS, Cartwright SL, Wilson AC. Comparison of clinical efficacy and safety of three professional at-home tooth whitening systems. *Compend Contin Educ Dent*, 2003; 24(5): 357-360
125. Hein DK, Ploeger BJ, Hartup JK et al. In-office vital tooth bleaching--what do lights add? *Compend Contin Educ Dent*, 2003; 24(4A): 340-352
126. Monaghan P, Trowbridge T, Lautenschlager E. Composite resin color change after vital tooth bleaching. *J Prosthet Dent*, 1992; 67(6): 778-781
127. Fay RM, Servos T, Powers JM. Color of restorative materials after staining and bleaching. *Oper Dent*, 1999; 24(5): 292-296
128. Cohen S, Burns RC, Hargreaves KM, Berman LH. *Pathways of the Pulp*. 2nd ed. St. Louis: C. V. Mosby Co., 1980: 568-569
129. Horn DJ, Hicks ML, Bulan-Brady J. Effect of smear layer removal on bleaching of human teeth in vitro. *J Endod*, 1998; 24(12): 791-795
130. Araujo EM, Baratieri LN, Vieira LCC, Ritter AV. In situ effect of 10% carbamide peroxide on microhardness of human enamel: function of time. *J Esthet Restor Dent*, 2003; 15(3): 166-173

131. Pinto CF, Leme AFP, Cavalli L, Giannini M. Effect of 10% carbamide peroxide bleaching on sound and artificial enamel carious lesions. *Braz Dent J*, 2009; 20(1): 48-53
132. Dahlstrom SW, Heithersay GS, Bridges TE. Hydroxyl radical activity in thermo-catalytically bleached root-filled teeth. *Endod Dent Traumatol*, 1997; 13(3): 119-125
133. Sun P, Pan J, Tian Y, Bai N. Tooth Whitening With Hydrogen Peroxide Assisted by a Direct-Current Cold Atmospheric-Pressure Air Plasma Microjet. *Plasma Science, IEEE Transactions*, 2010; 38(8): 1892-1896
134. Carrasco LD, Guerisoli DMZ, Rocha MJA, Pecora JD, Fröner IC. Efficacy of intracoronary bleaching techniques with different light activation sources. *Int Endod J*, 2007; 40(3): 204-208
135. Gorgul G, Kivanc BH, Maden M, Ulusoy ÖİA, Tinaz AC. Effects of Nd: YAG laser irradiation on the adaptation of composite resins to root dentin. *J Contemp Dent Pract*, 2005; 6(4): 116-123
136. Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J Esthet Restor Dent*, 2001; 13(6): 370-378
137. Coutinho DS, Silveira L, Nicolau RA, Zanin F, Brugnera A. Comparison of temperature increase in in vitro human tooth pulp by different light sources in the dental whitening process. *Lasers Med Sci*, 2009; 24(2): 179-185
138. Zhang C, Wang X, Kinoshita JI et al. Effects of KTP laser irradiation, diode laser, and LED on tooth bleaching: a comparative study. *Photomed Laser Surg*, 2007; 25(2): 91-95
139. 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
140. Sulieman M, Rees JS, 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
141. Kivanc BH, Arisu HD, Ulusoy ÖİA, Sağlam BC, Gorgul G. Effect of light-activated bleaching on pulp chamber temperature rise: an in vitro study. *Aust Endod J*, 2012; 38(2): 76-79

142. Kodonas K, Gogos C, Tziafa C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. *J Dent*, 2009; 37(6): 485-490
143. Valera MC, Camargo CHR, Carvalho CAT et al. Effectiveness of carbamide peroxide and sodium perborate in non-vital discolored teeth. *J Appl Oral Sci*, 2009; 17(3): 254-261
144. Lloyd RV, Hanna PM, Mason RP. The origin of the hydroxyl radical oxygen in the Fenton reaction. *Free Radic Biol Med*, 1997; 22(5): 885-888
145. Brisset JL, Moussa D, Doubla A, Hnatiuc E. Chemical Reactivity of Discharges and Temporal Post-Discharges in Plasma Treatment of Aqueous Media: Examples of Gliding Discharge Treated Solutions. *Ind. Eng. Chem. Res.*, 2008; 47(16): 5761-5781
146. 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
147. 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
148. Kojtari A, Ercan U, Smith J, Friedman G. Chemistry for Antimicrobial Properties of Water Treated With NonEquilibrium Plasma. *J Nanomedicine Biotherapeutic Discov*, 2013; 4(1): 1-5
149. Shainsky N, Dobrynin D, Ercan U, Joshi S. Non-Equilibrium Plasma Treatment of Liquids, Formation of Plasma Acid. *Plasma Processes and Polymers*, 2012
150. Jones CW. *Applications of Hydrogen Peroxide and Derivatives*. Cambridge, UK, Royal Society of Chemistry, 1999: 221
151. WEB_1. (2003). healthtap. http://www.healthtap.com/user_questions/354227-can-discolored-teeth-be-painted-into-a-normal-color (06.09.2015)
152. WEB_2. (2015). Intech. www.intechopen.com/books/diagnosis-and-management-of-oral-lesions-and-conditions-a-resource-handbook-for-the-clinician/common-benign-dental-and-periodontal-lesions (06.09.2015)

153. WEB_3. (2015). Studyblue. www.studyblue.com/notes/n/abnormalities-deck/6502598 (06.09.2015)
154. WEB_4.(2015).Studyblue. www.studyblue.com/notes/n/genetics/deck/ (06.09.2015)
155. WEB_5. (2014). Slideshare. www.slideshare.net/UDDent/contemporary-aesthetic-restorative-procedure (06.09.2015)
156. WEB_6. (2013). Laxminarayan. www.dentalclinicgandhinagar.com/whitening-teeth.html (06.09.2015)
157. WEB_7. (2015). Clearcorrect. <https://clearcorrect.com> (06.09.2015)
158. WEB_8. (2015). Brushmarks. <http://www.brushmarks.co.uk> (06.09.2015)
159. WEB_9. (2015). The Delmonico Diaries. [www.thedelmonicodiaries.blogspot.com.tr /2014/02/luster-pro-light-whitening-system.html](http://www.thedelmonicodiaries.blogspot.com.tr/2014/02/luster-pro-light-whitening-system.html) (06.09.2015)
160. WEB_10. (2015). Happysmileuk. <http://www.happysmileuk.com> (06.09.2015)
161. WEB_11. (2015). Alibaba. <http://alibaba.com> (06.09.2015)
162. WEB_12. (2015). Amazon. www.amazon.com/Dental-Whitening-Bleaching-Professional-Whitener/dp/B008W5CC7E (06.09.2015)
163. WEB_13. (2014). China Dental Shop. www.chinadentalshop.com/coxo-4bn.html (06.09.2015)
164. WEB_14. (2015). GBS. <http://www.gbsaesthetic.com/product/teeth-whitening-laser-w50.htm> (06.09.2015)
165. WEB_15. (2015). Denmat. http://www.denmat.com/lights_sapphire (06.09.2015)
166. WEB_16. (2015). Cosmetic implant and dentistry. www.cosmeticimplantdds.com/ (06.09.2015)
167. WEB_17. (2015). X-rite. <http://www.ery50.com/en/site/cielab-system> (09.16.2015)
168. WEB_18. (2015). Color vision. <http://www.handprint.com/HP/WCL/color7.html> (09.16.2015)

EKLER

EK.1



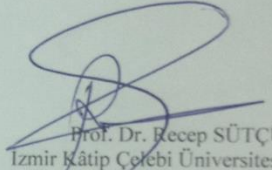
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ
ÜNİVERSİTESİ

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU
(İzmir 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)

Yrd. Doç. Dr. İsmail Davut ÇAPAR
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti A.D.

Karar No: 15
Tarih : 05.02.2015

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.D. Hekimlerinden **Yrd. Doç. Dr. İsmail Davut ÇAPAR** sorumluluğunda yapılması planlanan "**Devital Beyazlatma Ajanlarının Atmosferik Soğuk Plazma Güç Kaynağı ile Aktivasyonunun Beyazlatma ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkinliğinin İncelenmesi**" adlı araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca **bulunmadığına** toplantıya katılan Etik Kurul üyelerinin **oy birliği** ile karar verilmiştir.


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

ÖZGEÇMİŞ

18.05.1976 yılında dünyaya geldim. 1993 yılında Bornova Anadolu Lisesi İngilizce bölümünden mezun oldum. Prof.Dr. B. Oğuz AKTENER danışmanlığındaki “Flor Salan Dolgu Maddeleri” başlıklı lisans tezini vererek, 2000 yılı Şubat ayında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldum. Manisa Saruhanlı Devlet Hastanesi, İzmir Eğitim Diş Hastanesi, Isparta Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Isparta Doğum ve Çocuk Bakımevi, Isparta İl Sağlık Müdürlüğü, Alsancak Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi ve Karşıyaka Demirköprü Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi’nde 12 sene diş hekimliği yaptıktan sonra 2012 yılında İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Endodonti Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladım. Doç. Dr. Esra Uzer ÇELİK ile evli ve Doğa ÇELİK isminde dünya tatlısı bir erkek çocuk babasıyım. Multi-enstrümental bir müzisyenim, çok iyi derecede İngilizce bilmekteyim.