



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**FARKLI POLİSAJ MATERYALLERİNİN
FARKLI DİŞ DOKULARI ÜZERİNE
ETKİSİNİN MİKRO-BİLGİSAYARLI
TOMOGRAFİ İLE İNCELENMESİ**

VECİHE MERVE BALTA

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR AKÇAKANAT

KOCAELİ – 2020



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**FARKLI POLİSAJ MATERYALLERİNİN
FARKLI DİŞ DOKULARI ÜZERİNE
ETKİSİNİN MİKRO-BİLGİSAYARLI
TOMOGRAFİ İLE İNCELENMESİ**

VECİHE MERVE BALTA

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR AKÇAKANAT

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2019/084 ve 2019/094 HD proje numaraları ile desteklenmiştir.

KOCAELİ – 2020

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR AKÇAKANAT

Periodontoloji Anabilim Dalı Başkanı

.....

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Vecihe Merve BALTA 'nın hazırladığı “ FARKLI POLİSAJ MATERYALLERİNİN FARKLI DİŞ DOKULARI ÜZERİNE ETKİSİNİN MİKRO-BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE İNCELENMESİ” başlıklı tez KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR AKÇAKANAT

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

.....

.....

.....

.....

.....

Tarih:/.../202...

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun/.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

BEYAN

Bu tez çalışmasının KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalarak gerçekleştirdiğim özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

07/09/2020

Vecihe Merve BALTA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince engin bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, desteğini esirgemeyen, tezimin her aşamasında deneyim ve görüşlerini paylaşan saygıdeğer hocam, tez danışmanım, Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR AKÇAKANAT'a,

Tez çalışmam süresince yardımlarını esirgemeyen, bilgi ve tecrübesiyle tezime büyük katkı sağlayan değerli hocam, Prof. Dr. Kaan ORHAN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca çok değerli bilgi ve tecrübeleriyle mesleki eğitimime katkı sağlayan başta Doç. Dr. Emre YAPRAK olmak üzere değerli hocalarım, Dr. Öğr. Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE, Doç. Dr. Fatih Mehmet COŞKUNSES, Doç. Dr. Alper SİNANOĞLU ve Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ'a,

Her durumda desteğini gösteren, yardımını esirgemeyen, uzmanlık eğitiminde birçok şeyi birlikte öğrenip deneyimlediğim yol arkadaşım Dt. Meryem Hüsna AKKAYA'ya

Uzmanlık eğitimimin ilk yıllarında çalışma fırsatı elde ettiğim, deneyimlerini benimle paylaşmaktan çekinmeyen Uzm. Dt. Tuğçe ZEYTİNCİ ve Uzm. Dt. Gizem KÖMÜRLÜ'ye,

Periodontoloji Anabilim Dalı'nda beraber çalıştığım asistan arkadaşlarım Dt. Damla ERDEM, Dt. Beyza ÇETİNER ve Dt. Huriye ÇAKIR'a,

Birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, klinikte çalışmayı keyifli hale getiren Şule AYDEYER, Nuray DEREKÖY, Esranur AKOL ve Alihan KORAL'a,

Hayatım boyunca karşılaştığım tüm zorluklarda elimden tutan, sevgilerini ve desteklerini benden esirgemeyen, bugünlere gelmemde çok büyük emeği olan annem Hatice BALTA, babam Erhan BALTA ve kardeşim Osman Emre BALTA'ya,

Aldığım her kararda, attığım her adımda sevgisi ve desteği ile yanımda olan nişanlım Enes UYSAL'a

Tüm içtenliğimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Vecihe Merve BALTA

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç Kapak Sayfası	
KABUL ve ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
TABLolar DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
KISALTMALAR ve SİMGELER	ix
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	4
4.1. Dişin Yapısı	4
4.1.1. Mine	4
4.1.2. Sement	5
4.2. Periodotal Patolojilerin Sementte Meydana Getirdiği Değişiklikler	7
4.3. Dişeti Çekilmesi	9
4.3.1. Dişeti Çekilmesinin Tanımı	9
4.3.2. Dişeti Çekilmesinin Etiyolojisi	9
4.3.2.1. Periodontal Biyotip ve Yapışık Dişeti	9
4.3.2.2. Diş Fırçalama	10
4.3.2.3. Restorasyon Marjinleri	10
4.3.2.4. Ortodontik Tedavi	10
4.3.2.5. Diğer Faktörler	10
4.3.3. Dişeti Çekilmelerinin Sınıflandırılması	10
4.4. Faz I Periodontal Tedavi	11
4.5. Biyofilm ve Dental Plak	12
4.5.1. Biyofilm	12
4.5.2. Dental Plak	13
4.5.2.1. Dental Plak Oluşumu	13
4.6. Renklenmeler	15

4.7. Polisaj	15
4.7.1. Porte Polisher	17
4.7.2. Döner Aletler	18
4.7.3. Hava-Toz Sistemleri	19
4.7.3.1. Hava-Toz Sistemi Çeşitleri	19
4.7.3.2. Hava-Toz Sistemlerindeki Değişkenler	20
4.7.3.3. Hava-Toz Sistemlerinde Kullanılan Aşındırıcı Tozlar	21
4.8. Hava-Toz Sistemlerinin Dışın Sert Dokularına Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi	24
4.8.1. Mikro-Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT)	24
5. GEREÇ VE YÖNTEM	26
5.1. Hasta Seçimi	26
5.2. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması	28
5.3. Örneklerin Toplanması ve Saklanması	28
5.4. Örneklerin Uygulama Öncesi Mikro-BT ile Taranması	29
5.5. Örneklerle Hava-Toz Sistemi ile Uygulama Yapılması	31
5.6. Örneklerin Uygulama Sonrası Mikro-BT ile Taranması	33
5.7. Mikro-BT Analizi	33
5.8. Mikro-BT’de Taranmış Örneklerin Mineral Yoğunluk Ölçümleri	36
5.9. İstatiksel Değerlendirme	36
6. BULGULAR	38
6.1. Defekt Derinliği	38
6.2. Defekt Hacmi	41
6.3. Demineralizasyon Derinliği	44
6.4. Mineral Yoğunluğu	47
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	50
8. SONUÇLAR	62
9. KAYNAKLAR	65
10. EKLER	77
11. ÖZGEÇMİŞ	82

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Çalışmanın akış şeması	27
Tablo 2. Örneklem büyüklüğü ile ilgili veriler	28
Tablo 3. Çalışma gruplarına ait defekt derinliği verileri	38
Tablo 4. Defekt derinliği değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması	39
Tablo 5. Defekt derinliğinin post-hoc ikili karşılaştırması ile değerlendirilmesi	39
Tablo 6. Çalışma gruplarına ait defekt hacmi verileri	41
Tablo 7. Defekt hacmi değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması	42
Tablo 8. Defekt hacminin post-hoc ikili karşılaştırması ile değerlendirilmesi	43
Tablo 9. Çalışma gruplarına ait demineralizasyon derinliği verileri	45
Tablo 10. Demineralizasyon derinliği değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması	45
Tablo 11. Demineralizasyon derinliği değerlerinin post-hoc ikili karşılaştırması ile değerlendirilmesi	47
Tablo 12. Mineral yoğunluğuna ait veriler	48
Tablo 13. Mineral yoğunluğu değerlerinin gruplar arasında karşılaştırılması	48
Tablo 14. Mineral yoğunluğu değerlerinin post-hoc ikili karşılaştırması	48

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Orta ve maksimum güçteki defekt derinliği değerlerinin karşılaştırılması	40
Şekil 2. Mine ve sementteki defekt derinliği değerlerinin karşılaştırılması	41
Şekil 3. Orta ve maksimum güçteki defekt derinliği değerlerinin karşılaştırılması	43
Şekil 4. Mine ve sementteki defekt hacmi değerlerinin karşılaştırılması	44
Şekil 5. Orta ve maksimum güçteki demineralizasyon derinliklerinin karşılaştırılması	46
Şekil 6. Mine ve sementteki demineralizasyon derinliği değerlerinin karşılaştırılması	47
Şekil 7. Mineral yoğunluğu değerlerinin grup içi karşılaştırılması	49

KISALTMALAR ve SİMGELER

<	Küçüktür
%	Yüzde
AAP	Amerikan Periodontoloji Akademisi
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
BMP	Bit Map Picture
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charge-Coupled Device
cm	Santimetre
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
g	Gram
HAp	Hidroksiapatit
Maks	Maksimum
Med	Medyan
Mikro-BT	Mikro-Bilgisayarlı Tomografi
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
Min	Minimum
Ort	Ortalama
ROI	Region of Interest
sn	Saniye
SS	Standart Sapma

ÖZET

Farklı Polisaj Materyallerinin Farklı Diş Dokuları Üzerine Etkisinin Mikro-Bilgisayarlı Tomografi ile İncelenmesi

Diş hekimliğinde polisaj işlemi için, aşındırıcı tozları, hava ve su karışımı içinde püskürten hava-toz sistemlerinin kullanımı son yıllarda oldukça yaygınlaşmıştır. Farklı özelliklere sahip aşındırıcı tozların kullanıma sunulması ile, bu tozların dişin sert dokuları üzerindeki etkilerini değerlendirme ihtiyacı doğmuştur. Bu çalışmanın amacı, sodyum bikarbonat, glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozların, hava-toz sistemi uygulamalarıyla, minede ve ağız ortamına açık kök sementinde meydana getirdiği değişiklikleri değerlendirmektir. Bu amaçla, 48 adet tek köklü diş, üç gruba ayrılarak değerlendirilmiştir. Kuron ve köke, orta ve maksimum güç ayarında, 60° açıyla, 5 sn boyunca üç tozla hava-toz uygulaması yapılmıştır. Örnekler, uygulama öncesi ve sonrası mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) ile taranarak, defekt derinliği, defekt hacmi, demineralizasyon derinliği ve mineral yoğunluğu değerleri hesaplanmıştır. Maksimum güçteki defekt derinliği, defekt hacmi ve demineralizasyon derinliği ortalamaları, tüm toz gruplarında orta güç ayarındaki ortalamalardan istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Tüm toz gruplarında uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Sodyum bikarbonatın, minedeki ve sementteki defekt derinliği ve defekt hacmi ortalamaları, glisin ve eritritolün ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p<0,016$). Glisin ve eritritol arasında, defekt hacmi ve defekt derinliği ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,016$). Çalışmamızın sonuçlarına göre, sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz, glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozdan daha fazla abrazyon özelliğine sahiptir. Glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozlar, dişeti çekilmesi olan hastalarda supragingival hava-toz uygulamaları sırasında kullanılabilir, fakat bu tozların da abrazyona yol açtıkları unutulmamalıdır. Güç ayarı, renklenme ve plağın etkili uzaklaştırılabildiği en düşük seviyede tutulmalıdır.

Anahtar Sözcükler: Eritritol, Glisin, Hava-toz sistemleri, Mikro-BT, Polisaj, Sodyum bikarbonat

SUMMARY

Analyzing the Effect of Different Polishing Materials on Different Dental Tissues by Micro-Computed Tomography

The use of air-polishing device that operates by directing a fine slurry of pressurized air, water, and abrasive particles has become widespread in dentistry for polishing. The introduction of abrasive powders with different properties creates the need to evaluate the effects of these powders on dental hard tissues. The aim of this study is to evaluate the effect of sodium bicarbonate, glycine and erythritol air polishing on enamel and exposed root surface. Forty eight single root teeth with root surface exposed were included into the study. The teeth were divided into three groups, the crown and exposed root surface were air polished using three powders at instrumentation time of 5s, combinations of medium and maximum power and medium water settings, distance of 5 mm and angulation of 60°. Samples were scanned in a micro-computed tomography (micro-CT) at baseline and then after powder treatment and the defect depth, defect volume, demineralization depth and mineral density values were estimated. At maximum power setting, defect depth, defect volume and demineralization depth were significantly higher than at medium power setting in all powder groups ($p<0,05$). After application, mineral density was found significantly lower in all powder groups ($p<0,05$). A significantly greater defect depth and defect volume and less mineral density was observed at both medium and maximum power with sodium bicarbonate compared with glycine and erythritol ($p<0,016$). Regard to defect volume and demineralization depth, no statistically differences between erythritol and glycine ($p>0,016$). The results of this research indicate that, sodium bicarbonate is more abrasive than glycine and erythritol. Glycine and erythritol air polishing may be a viable treatment option for patient with gingival recessions, but it should be noted that these powders also cause abrasion. The power setting should be kept at the lowest level at which stain and plaque can be effectively removed.

Key words: Air-polishing device, Erythritol, Glycine, Micro-CT, Polishing, Sodium bicarbonate

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Oral profilaksi, lokal irritasyon faktörlerinin kontrolü amacıyla, dişlerin ağız ortamına açık olan ve olmayan yüzeylerinden kazıyarak veya polisaj yapılarak, plak, diş taşı ve renklenmelerin çıkarılması olarak tanımlanmıştır (1). Polisaj işlemi, başlangıç periodontal tedavinin önemli bir parçası olup, düşük devirli döner aletlerin ucuna yumuşak kauçuktan yapılmış parlatma lastikleri takılarak pomza ve özel profilaksi patlarının uygulanması ile ya da aşındırıcı tozları hava-su karışımı içinde püskürten cihazların (hava-toz sistemi) kullanımı ile gerçekleştirilmektedir. Hava-toz sistemleri ile yapılan polisaj işlemlerinin, döner aletlere göre daha az zaman ve efor gerektirmesi ve plak ve renklenmelerin uzaklaştırılmasında daha etkili olması nedeniyle, bu cihazların klinik kullanımları yaygınlaşmıştır.

Dişeti çekilmesi periodontal hastalığa sahip bireylerde sık rastlanılan bir durumdur. Dişeti çekilmesi olan hastalarda başlangıç periodontal tedavi ve idame tedavisinde dental plağı uzaklaştırmak için yapılan hava-toz uygulamaları sırasında, mineyle birlikte ağız ortamına açık hale gelmiş sement yüzeyi de uygulamalardan etkilenmektedir. Kullanımlarının yaygınlaşması ve yeni abraziv özellikli tozların geliştirilmesi bu cihazların dişin sert dokuları üzerindeki etkilerini değerlendirme ihtiyacını doğurmuştur.

Bu çalışmanın amacı, sodyum bikarbonat, glisin, eritritol bazlı aşındırıcı tozlarla yapılan hava-toz uygulamasının, iki farklı güç ayarında, mine ve ağız ortamına açık kök sementi üzerindeki etkisini mikro-BT ile değerlendirmektir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dişin Yapısı

Dişler; mine, pulpa-dentin kompleksi ve sement dokusundan oluşur (2).

4.1.1. Mine

Mine; dişin anatomik kordonunu saran sert ve mineralize bir dokudur. Beyaz renkli görünmesine rağmen translusent özelliğe sahiptir ve rengi altındaki dentin dokusundan etkilenir (2).

Mine oluşumu amelogenez olarak adlandırılır (3). Mineyi oluşturan hücreler ektoderm kökenli ameloblastlardır. Ameloblastlar, mine organının iç mine epitelinden farklılaşırlar. Minenin oluşumu ve mineralizasyonu tüberkül tepelerinden ve insizal kenardan başlar, kordonun kenarları boyunca servikal marjine doğru ilerler. Olgun mine hücre içermez, formasyon hücreleri dişin sürmesi ile birlikte kaybolur.

Amelogenez süreci; sekresyon öncesi faz, sekresyon fazı, geçiş fazı, maturasyon fazı ve koruyucu faz olmak üzere 5 fazdan oluşur (3). Fazlar boyunca ameloblastların fonksiyonu ve morfolojisi değişir.

Sekresyon öncesi fazda, iç mine epiteli hücreleri, dental papillanın periferdeki hücrelerinin odontoblastlara farklılaşmasını indükler. Bundan kısa bir süre sonra da iç mine epiteli ameloblastlara dönüşür. Bu fazda, ameloblastlar mine matriksini salgılamaya henüz başlamamışlardır (3).

Sekresyon fazı, mine matriksinin salgılandığı ve mineralizasyonun başladığı aşamadır (3).

Geçiş fazı, hücrelerin olgun ameloblast olmaya hazırlandığı kısa bir dönemdir. Ameloblastlar kısalır ve yapay organellerinin birçoğu otofajik vakuollerde parçalanır (3).

Maturasyon fazında mine matriks proteinleri çözülür, su ve matriks proteini artıkları uzaklaştırılır. Minenin mineral içeriği, mine kristallerinin genişliği ve kalınlığı artar. Mine kristalleri, mine hacminin büyük bir bölümünü kaplar (3).

Koruyucu fazda ameloblastlar, diş sürene kadar mine yüzeyini kaplamakla görevlidir. Minenin maturasyonu tamamlandıktan sonra ameloblastlar daha da kısalır ve indirgenmiş ameloblastlara dönüşür. İndirgenmiş ameloblastlar, kalınlığı azalmış papiller tabakayla birlikte indirgenmiş mine epitelini oluşturur. Bu epitel mine yüzeyini

kaplayarak, mineyi bağ dokusu hücrelerinden korur. Dişin erüpsiyonu sırasında da oral epitel ile birlikte birleşim epitelini oluşturur (3).

Mine, omurgalı gövdesindeki en sert dokudur. Ağırlık olarak %96 oranında mineral, %2 oranında organik madde ve %2 oranında da su içerir. Mineral içeriğinin büyük bir kısmı hidroksiapatittir. Organik kısmı ise indirgenmiş mine matriks proteinleri ve bu proteinlerin parçalarından oluşur (2, 3).

4.1.2. Sement

Sement, kemik ile benzerlik gösteren kalsifiye, mezenşimal dokudur. Oluşumunu tamamlamış, fonksiyondaki dişin kök dentinini tüm kök yüzeyi boyunca kaplar. Mine-sement birleşimine komşu minenin küçük bir alanı da sıklıkla özel bir sement türü ile kaplıdır. Kemiğin aksine avaskülerdir ve innervasyonu yoktur. Periodontal ligament içersindeki kan damarlarından difüzyon yoluyla beslenir (4).

Sement dişin bir parçasıdır fakat fonksiyonel olarak periodonsiyuma aittir. Sementin ana işlevlerinden biri, periodontal ligamentin Sharpey liflerinin kök yüzeyine tutunmasını sağlamaktır. Dişin alveolar kemiğe tutunmasındaki rolü dışında, kök sementinin önemli adaptif ve onarıcı fonksiyonları vardır. Sement, oklüzal ilişkinin sürdürülmesinde ve kök yüzeyinin bütünlüğünün korunmasında önemli bir rol oynar (5).

İlk sement oluşumu, kök oluşumu ile birlikte görülür. Kuron tamamlandıktan sonra, iç ve dış mine epitelinden oluşan mine organının servikal lupunda hücre proliferasyonu gerçekleşir. Hücreler apikal yönde büyür ve Hertwig'in epitel kök kılıfını ve epitel diyaframı oluşturur. Hertwig kök kılıfı, bu çift hücreli tabakanın apikal yönde büyümesine öncülük eder. Hertwig epitel kınının en apikal parçası olan diyafram, dental papillayı dental folikülden ayırır. Hertwig kök kılıfının iç ve dış hücre tabakası bazal membran ile çevrilidir. Periferik dental papilladan köken alan hücreler, diyaframın iç bazal membranı boyunca odontoblastlara farklılaşırlar. İlk kök predentini odontoblastlar tarafından oluşturulduktan sonra, Hertwig kök kılıfının devamlılığı bozulur ve epitel hücreleri kök yüzeyinden uzaklaşır. Epitel kök kılıfı parçalanmaya ve epitel hücreleri göç etmeye başladığında, predentin yüzeyinden uzakta bulunan ve dental folikülden köken alan hücreler, epitel hücreleri arasında göç eder. Bu hücreler sementoblastlara farklılaşır. Bazal laminanın, glikoprotein, laminin ve mine matriks proteinleri gibi bileşenlerinin, sementoblastları oluşturmak için göç eden dental folikül hücreleri için

kemoatraktan maddeler olarak işlev gördüğü düşünülmektedir. Bone morphogenetic protein 3'ün (BMP-3) dental folikül hücreleri ve sonrasında da kök yüzeyini kaplayan hücreler tarafından ekspresyonu, sementoblastların farklılaşması ile ilişkilendirilmiştir (4).

Bugün, büyük oranda sementoprogenitör hücrelerin embriyojenik olarak dental folikülden köken aldığı kabul edilse de, son zamanlarda yayınlanan immünohistokimyasal çalışmalar, Hertwig kök kılıfının epitel hücrelerinin, epitelyal-mezenşimal bir dönüşüm geçirerek sementoblastları oluşturduğunu desteklemektedir (6-8).

Sement oluşumu, prefonksiyonel ve fonksiyonel olmak üzere iki gelişim fazından oluşur. Sement oluşumunun prefonksiyonel fazı, kök gelişimi sırasındaki fazdır. İnsan dişi kökleri, 3,75 - 7,75 yılda oluşur. Sementin prefonksiyonel gelişimi oldukça uzun bir süreçtir. Öte yandan sement oluşumunun fonksiyonel fazı, diş oklüzal seviyeye ulaşmak üzereyken başlar ve kökün çevresindeki kemiğe tutulması ile ilişkilidir. Yaşam boyu devam eder. Fonksiyonel gelişim sırasında meydana gelen adaptif süreçler ve tamir olayları, sementin biyolojik reaksiyonu ile gerçekleştirilir. Bu da sementin kök yüzeyindeki dağılımında ve görünümünde değişikliklere neden olur (5).

Sement, hücre içerip içermemesi göz önünde bulundurularak, hücre (primer) ve hücreli (sekonder) sement olmak üzere iki grupta incelenebilir. Her iki sement türü de kalsifiye interfibriler matriks ve kollajen fibriller içerir. Sement içerisinde yer alan fibriller; fibroblastlar tarafından oluşturulan ve periodontal ligamentin ana fibrilleri olan Sharpey fibrilleri (ekstrinsik fibriller) ve sementoblastlar tarafından oluşturulan ve sement matriksi içinde yer alan kollajen fibriller (intrinsik fibriller)dir (9).

Jones'in (10) 1981 yılında yaptığı sınıflandırma, oklüzyondaki dişin fonksiyonel desteğini sağlayan kök sementi ile, ataçmanla ilişkili olmayan sementi birbirinden ayırmaktadır. Sementteki hücreler yani sementositler, sementogenez için önemli bir işarettir. Bu nedenle sementin hücre içerip içermemesi de sınıflandırma için önemlidir. Bu parametreler dikkate alınarak hücre (primer) fibrilsiz sement, hücre (sekonder) ekstrinsik fibrilli sement, hücreli karışık katlı sement ve hücreli intrinsik fibrilli sement olmak üzere dört farklı sement türü tanımlanmıştır (10).

a. Hücre (primer) fibrilsiz sement, hücre ve kollajen fibril içermeyen mineralize maddeden oluşur. Sementoblastlar tarafından sentezlendiği düşünülmektedir. İnsanda

mineyi örten hücresiz ekstrinsik fibrilli sementin bir parçası olarak bulunur. Kalınlığı 1 ile 15 µm arasında değişir (10).

b. Hücresiz ekstrinsik fibrilli sementin büyük bir kısmını Sharpey fibrilleri oluşturur. Hücre içermez. Ana maddenin fibroblastlar ve sementoblastlar tarafından üretildiği düşünülmektedir. İnsanda primer olarak kökün koronal üçlüsünde bulunur, fakat daha apikalde de görülebilir. Kalınlığı 30 ile 230 µm arasında değişir (10).

c. Hücreli karışık katlı sement, bir katmandan diğerine orantılı olarak değişen ekstrinsik ve intrinsik liflerden oluşur. Hücre içerir ve hücrelerin katmanlardaki dağılımı eşit değildir. Katmanlar düzensiz yapıdadır. Bazı katmanlarda asellüler ekstrinsik fibrilli sement bulunur. İnsanda primer olarak kökün apikal üçlüsünde ve furkasyonda bulunur. Kalınlığı 100 ile 1000 µm arasında değişir (10).

d. Hücreli intrinsik fibrilli sement, hücre içerir fakat sement ile periodontal ligament arasında devamlılık gösteren Sharpey fibrillerini içermez. Sementoblastlar tarafından üretilir. İnsanda, kök yüzeyindeki rezorpsiyon kavitelerini dolduran ana sement çeşitidir. Kalınlığı rezorpsiyon kavitesinin derinliğine göre değişiklik gösterir (10).

Bu dört tip sementin yanı sıra, "ara sement" olarak adlandırılan tam tanımlanmamış bir katman daha vardır. Bu katmanın, dentinin gelişimsel bir parçası olduğu düşünülmektedir (10).

Sement çeşitlerinin kimyasal yapısında bulunan bileşenlerin oranları aynı değildir. Bu nedenle, kimyasal bileşenlerinin yüzdeleri, numuneden numuneye değişebilir. Biyokimyasal çalışmalar, sementin kemiğe benzer bir kimyasal bileşime sahip olduğunu göstermiştir. Sement; su, organik matriks ve inorganik bileşenlerden oluşur. Kuru ağırlığının yaklaşık %50'si inorganik bileşenlerden oluşmaktadır. İnorganik içeriğin büyük bir kısmını hidroksiapatit kristalleri oluşturur. Geri kalan organik matriks, büyük ölçüde kollajen ve daha az bir oranda glikoprotein ve proteoglikan içerir (5).

4.2. Periodotal Patolojilerin Sementte Meydana Getirdiği Değişiklikler

Periodontal patolojilerin sementte meydana getirdiği değişiklikler, gingival inflamasyonun etkileri ve ağız ortamına maruz kalmanın meydana getirdiği değişiklikler olarak iki ana başlık altında incelenebilir (5).

Komşu dokulardaki patolojik değişikliklere bağlı olarak sementin yapısında ve organik ve inorganik bileşenlerinin oranlarında değişiklikler meydana gelebilir (11).

Dişeti bağ dokusunda uzun süre inflamasyon varlığı, kollajen kaybına ve dentogingival fibrillerde parçalanmaya neden olmaktadır. Dişetinde kollajen liflerinin enzimatik yıkımı gerçekleşirken, aynı zamanda bu sürecin kök yüzeyine de yayılarak kök yüzeyinde de kollajen ve mineral kaybına yol açtığını rapor eden çalışmalar mevcuttur (12, 13). Selvig (12), insanda periodontal hastalıkların sementte meydana getirdiği yüzey değişikliklerini değerlendirmiştir. Araştırmacı, sement yüzeyini en apikalden başlayarak dört bölgeye ayırmış, bu bölgeleri tanımlamıştır. Bu bölgeler; (I) periodontal ligamentin apikal ve orta bölümünde, semente sıkı bir şekilde tutunan intakt bağ dokusu fibrillerinin bulunduğu bölge, (II) bağ dokusu fibrillerinin bir kısmının yıkıma uğradığı bölge, (III) epitelyal ataçmanın hemen apikalinde bağ dokusu fibrillerinin tamamen yıkıma uğradığı dar bir bölge ve (IV) sementin epitelle ile örtülü olduğu bölgedir. Ağız ortamına maruz kalan sementte, yüksek oranda mineralize bir yüzey tabakasının varlığı mikroradyografi (14-16), kimyasal analiz (17-19), elektron mikroprop analizi (20), ve nükleer rezonans reaksiyon analizi (21, 22) ile tespit edilmiştir. Bazı çalışmalar bu hipermineralize alanın varlığını göstermede başarısız olmuştur (23, 24).

Hipermineralize alanın oluşumu, lokal çevrenin inorganik elementlerinin iyon konsantrasyonları ile ilişkilidir. Yapısal olarak, hipermineralize yüzey alanı, büyük, atipik kristallerin varlığı, demineralizasyon ve remineralizasyon süreçlerini gösteren düzensiz kristal oryantasyonu ve kollajen çapraz liflerin kaybı ile karakterizedir (16, 20).

Periodontal hastalığa maruz kalan sementin özellikle hipermineralize yüzey alanının florür içeriği artmıştır (19, 20, 22). Bölgedeki mineral kristalleri, in vitro asit demineralizasyonuna dirençlidir (25).

Kökün servikal bölgesinde görülen geniş kök rezorpsiyonları, genellikle komşu bağ dokudaki inflamatuvar süreçlerin tetiklemesi ile meydana gelir. Servikal kök rezorpsiyonu en sık hiperplastik gingivitis vakarında görülür (26).

Lokale juvenil periodontitis, hızlı ilerleyen periodontitis, erişkin periodontitisi olan hastalardan ve sağlıklı gönüllülerden elde edilen diş örnekleri üzerinde yapılan bir araştırmada, kontrol grubundaki sağlıklı dişlerin kök yüzeylerinin düz ve düzenli bir yapıya sahip olduğu, erişkin periodontitisli hastalardan elde edilen örneklerde ise sement yüzeyinin düzensiz olduğu ve bazı rezorpsiyon lakünalarına rastlandığı

bildirilmiştir (27). Lokalize juvenil periodontitis ve hızlı ilerleyen periodontitis hastalarına ait örneklerde, erişkin periodontitis grubundaki örneklere benzer düzensiz sement yüzeyine ve daha fazla rezorpsiyon lakünaına rastlanmıştır.

Lokalize agresif periodontitis hastalığına sahip hastalar ile sağlıklı gönüllülerin üçüncü molar dişlerinin sement kalınlıklarının karşılaştırıldığı in vitro bir çalışmada, gruplar arasında sement kalınlıklarının istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği bildirilmiştir (28). Sağlıklı gönüllülerden elde edilen örneklerdeki sement kalınlıklarının, lokalize agresif periodontitisli hastalardan elde edilen örneklerdeki sement kalınlığından fazla olduğu rapor edilmiştir. Lokalize agresif periodontitisten etkilenen dişlerin hem kemik içi hem de kemik üstü sement yüzeylerinde hipoplazik alanlar tespit edilmiştir.

Bilgin ve ark. (29), aynı kökün, kemik içinde kalan sağlıklı yüzeyindeki sement kalınlığı ile periodontal cebe komşu, hastalıktan etkilenmiş yüzeyindeki sement kalınlığını karşılaştırmışlar ve sağlıklı kök yüzeyi üzerindeki sement kalınlığının, hastalıktan etkilenen sement kalınlığından fazla olduğunu bildirmişlerdir.

4.3. Dişeti Çekilmesi

4.3.1. Dişeti Çekilmesinin Tanımı

Çekilme, farklı durumlar ve patolojiler nedeniyle dişeti kenarının apikale yer değiştirmesi olarak tanımlanır. Klinik ataçman kaybı ile ilişkilidir. Dişin tüm yüzeylerinde görülebilir (30).

4.3.2. Dişeti Çekilmesinin Etiyolojisi

Dişeti çekilmesinin etiyolojisi tam olarak netlik kazanmış olmasa da, gelişiminde rol oynadığı düşünülen birkaç faktör belirlenmiştir (31).

4.3.2.1. Periodontal Biyotip ve Yapışık Dişeti

İnce periodontal biyotip, yapışık dişetinin olmaması ve anormal diş pozisyonuna bağlı olarak alveolar kemik kalınlığının azalması, dişeti çekilmesi için risk faktörleri olarak kabul edilmektedir (32-34). Yapışık dişeti, dişeti sağlığının devamlılığı için önemlidir. Olgu serilerine ve olgu raporlarına dayanan bir derleme de, yeterli plak kontrolü sağlandığı durumlarda ataçman kaybını önlemek için keratinize dokuya ihtiyaç olmamasına rağmen, diş çevresinde 2 mm keratinize doku ve 1 mm yapışık dişeti varlığının, periodontal sağlığı korumak için önemli olduğunu bildirilmiştir (34).

4.3.2.2. Diş Fırçalama

Yanlış diş fırçalamanın, dişeti çekilmesinin gelişiminde rol oynayan en önemli mekanik faktör olduğu öne sürülmektedir (32, 35). Sistematik bir derleme ise diş fırçalama ve dişeti çekilmesi arasındaki ilişkiyi destekleyen veya çürüten kesin veriler bulunmadığını bildirmiştir (36).

4.3.2.3. Restorasyon Marjinleri

Sistematik bir derleme, etrafında minimal dişeti bulunan veya hiç dişeti olmayan subgingival yerleşimli restorasyon marjinlerinin dişeti çekilmesi ve inflamasyona daha yatkın olduğunu ve böyle bir klinik senaryoda gingival ogmentasyon prosedürlerinin endike olduğunu bildirmiştir (34).

4.3.2.4. Ortodontik Tedavi

Ortodontik hareketin yönüne bağlı olarak, ortodontik tedavi sırasında veya sonrasında dişeti çekilmesi görülebilir (37, 38). Diş hareketinin yönü ve dişetin bukkal-lingual kalınlığı, ortodontik tedavi sırasında görülen yumuşak doku değişikliklerinde önemli rol oynar. Dişeti kalınlığı 2 mm'den az olan bölgelerde dişeti çekilmesi görülme riski daha yüksektir (34).

4.3.2.5. Diğer Faktörler

Uygun terapötik müdahalelere rağmen inatçı dişeti inflamasyonu, etkili oral hijyen uygulamalarını engelleyen sık vestibüler derinlik ve yüksek kas ataçmanı varlığı dişeti çekilmesine neden olduğu düşünülen diğer faktörlerdir (39). Bu faktörlerin dişeti çekilmesi ile ilişkili olduğunu gösteren kanıtlar, düşük kanıt düzeyine sahiptir (31).

4.3.3. Dişeti Çekilmelerinin Sınıflandırılması

“2017 Dünya Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların ve Durumların Sınıflandırılması Çalıştayı”, üçüncü çalışma grubunun konsensus raporunda, interdental klinik ataçman kaybını referans alan bir dişeti çekilmesi sınıflandırmasının benimsenmesi önerilmektedir (30). Önerilen bu sınıflamaya göre dişeti çekilmesi 3 gruba ayrılmıştır (40).

Çekilme Tip 1: İnterproksimal ataçman kaybı olmadan dişeti çekilmesi. İnterproksimal mine-sement sınırı, dişin hem mezial hem de distalinde klinik olarak saptanamaz.

Çekilme Tip 2: İnterproksimal ataçman kaybı ile ilişkili dişeti çekilmesi. İnterproksimal ataçman kaybı miktarı, (interproksimal mine-sement sınırından

interproksimal sulkus / cep apikaline kadar ölçülür) bukkal ataçman kaybından (bukkal mine-sement sınırından bukkal sulkus / cebin apikaline kadar ölçülür) az veya buna eşittir.

Çekilme Tip 3: İnterproksimal ataçman kaybı ile ilişkili dişeti çekilmesi. İnterproksimal ataçman kaybı miktarı, (interproksimal mine-sement sınırından interproksimal sulkus / cep apikaline kadar ölçülür) bukkal ataçman kaybından (bukkal mine-sement sınırından bukkal sulkus / cebin apikaline kadar ölçülür) fazladır.

Dişeti çekilmelerinin sınıflandırılması için yaygın olarak kullanılan Miller sınıflandırmasında (41), özellikle Sınıf I ve Sınıf II dişeti çekilmelerinin ayrımının yapılması zordur (42). Yeni sınıflama bu zorluğu ortadan kaldırmaktadır (30).

4.4. Faz I Periodontal Tedavi

Faz I periodontal tedavi, periodontal tedaviyi oluşturan işlemlerin kronolojik sıralamasında ilk sıradadır. Faz I tedavinin amacı, mikrobiyal etiyojolojiyi ve periodontal hastalıkların gelişimine katkıda bulunan faktörleri değiştirmek veya ortadan kaldırmak, böylece hastalığın ilerlemesini durdurmak ve dentisyonu sağlıklı hale getirmektir (43). Dental plak, periodontal hastalıkların majör etiyojolojik nedenidir (44). Faz I periodontal tedavi sırasında ve idame fazında dental plak ve diş taşı gibi lokal etiyojolojik faktörlerin eliminasyonu, gingival inflamasyonun giderilmesi için hayati önem taşır (45, 46). Faz I periodontal tedavi “başlangıç tedavisi”, “cerrahi olmayan periodontal tedavi”, “nedene yönelik tedavi” gibi farklı isimlerle anılmaktadır (43, 47).

Faz I periodontal tedavinin içeriği, Amerikan Periodontoloji Akademisi (American Academy of Periodontology-AAP) tarafından kanıta dayalı uygulama kılavuzları ile tanımlanmıştır (43, 47).

Faz I periodontal tedavinin aşamaları ;

1. Periodontal hastalığın seyrini ve tedavisini etkileyen sistemik risk faktörlerini belirlemek, bu faktörleri ortadan kaldırmak veya kontrol altına almak,
2. Hastaya, uygun oral hijyen eğitimi vermek, motivasyonunu sağlamak ve hastanın plak kontrolünün başarısını değerlendirilmek,
3. Diş taşı temizliği ve kök yüzeyi düzeltilmesi gibi profesyonel uygulamalar ile supragingival ve subgingival plak ve diş taşını uzaklaştırmak,

4. Gerekli görüldüğü durumlarda antimikrobiyal ajanların kullanımıyla mekanik olarak yapılan plak uzaklaştırma işlemlerini desteklemek ve plak retansiyonunu kolaylaştıran lokal faktörleri elimine etmektir.

4.5. Biyofilm ve Dental Plak

4.5.1. Biyofilm

Biyofilm, bir yüzeye geri dönüşümsüz bir şekilde bağlanan, primer olarak polisakkaritlerden oluşan bir matriks içindeki mikrobiyal hücre topluluğudur (48). Biyofilmin geliştiği ortama bağlı olarak mineral kristalleri, korozyon partikülleri, toprak ve kum partikülleri veya kan bileşenleri gibi hücresel olmayan maddeler de biyofilm matriksinde bulunabilir. Biyofilmler, canlı dokular, kalıcı tıbbi cihazlar, endüstriyel ve içilebilir su sistemi boruları ve doğal su sistemleri gibi çeşitli yüzeylerde oluşabilir (48).

Biyofilm, 17. yüzyılda Van Leeuwenhoek tarafından, dış yüzeyinde basit mikroskopla mikroorganizmaların görülmesiyle keşfedilmiştir. Van Leewenhoek gözlemlediği bu mikroorganizmaları 'animalcules' olarak adlandırmıştır (49). Biyofilm Van Leeuwenhoek'tan sonra farklı şekillerde tanımlanmıştır, ancak biyofilm yapısının teorisi 1978'e kadar yayımlanmamıştır. Costerton ve ark. (50), 1978 yılında mikroorganizmaların canlı ve cansız maddelere yapıştığı mekanizmaları ve bu ekolojik nişin sağladığı faydaları açıklayan bir biyofilm teorisi ortaya koymuştur.

Biyofilm oluşumu için mikroorganizma, ekstrasellüler polimerik madde ve bir yüzeye ihtiyaç vardır. Ekstrasellüler polimerik madde biyofilmin ana bileşenidir ve toplam organik karbonunun %50 - %90'ını oluşturur. Kimyasal ve fiziksel özellikleri değişebilir, ancak temel içeriğini polisakkaritler oluşturmaktadır. Bu polisakkaritlerin bazıları, gram-negatif bakterilerin ekstrasellüler matriksinde olduğu gibi nötr veya polianyoniktir. Üronik asitlerin (D-glukuronik, D-galakturonik ve mannuronik asitler gibi) veya ketal-bağlı piruvatların varlığı anyonik özelliği sağlar. Stafilokoklar gibi gram-pozitif bakteriler söz konusu olduğunda, ekstrasellüler polimerik maddenin kimyasal bileşimi farklılık gösterebilir ve katyonik olabilir (51).

Tolker-Nielsen ve Molin (52) bazı yapısal özellikleri aynı olsa da, her mikrobiyal biyofilm topluluğunun eşsiz olduğunu belirtmiştir. Biyofilm heterojendir, ekstrasellüler polimerik matriks ile kaplı mikroorganizma kolonilerinden ve bu kolonileri birbirinden ayıran hücrelerarası boşluklardan (su kanallarından) oluşur. Bu su kanallarında sıvı akışı

meydana gelir ve kanallar besin maddelerinin, oksijenin ve hatta antimikrobiyal ajanların difüzyonuna izin verir.

4.5.2. Dental Plak

Dental plak, yapısal ve işlevsel olarak organize, tür bakımından zengin bir mikrobiyal biyofilmdir (53, 54).

Diş yüzeyine, restorasyonlara ve protezlere inatçı bir şekilde yapışan mineralize olmayan mikrobiyal birikim ile, tükürük glikoproteinleri ve hücre dışı mikrobiyal ürünlerden oluşan organik bir matriksten oluşur. Filamentöz formların baskın olduğu yapısal bir organizasyon gösterir ve çalkalama ve su spreysi ile uzaklaştırılmaz (55).

4.5.2.1. Dental Plak Oluşumu

Dental plağın oluşum aşamaları şu şekildedir;

Pelikül Formasyonunun Oluşumu

Diş erüpte olduktan veya diş yüzeyi temizlendikten sonra saniyeler içinde, diş yüzeyi esas olarak tükürükten, aynı zamanda dişeti oluşu sıvısından ve bakterilerin kendisinden kaynaklanan moleküllerden oluşan (biyolojik olarak aktif proteinler, fosfoproteinler ve glikoproteinler) bir film ile kaplanır (56).

Bu film pelikül olarak adlandırılır. Pelikül, yüzeyin biyolojik ve kimyasal özelliklerini değiştirir ve bileşimi sonraki mikrobiyal kolonizasyon paternini doğrudan etkiler. Mikroorganizmalar pelikül ile doğrudan etkileşime girer.

Geri Dönüşümlü Adezyon

Geri dönüşümlü adezyon, pelikül kaplı yüzeydeki moleküllerin elektrik yükü ile hücre yüzeyindeki elektrik yükü arasındaki zayıf fiziko-kimyasal etkileşimlerdir (57). Başlangıçta, pelikula sadece sınırlı sayıda bakteri türü bağlanabilir. Geri dönüşümlü adezyon, daha güçlü ve kalıcı bir bağlanma olanağı sağlar. Diş yüzeyine kolonize olan ilk bakteriler; çoğunluğunu *Streptococcus* türlerinin oluşturduğu gram-pozitif, fakültatif koklar ve *Actinomyces*'ler çoğunlukta olmak üzere kokobasillerdir. Gram negatif anaerobik kok olan *Veillonella* türü de erken dönemde kolonize olur (55).

Geri Dönüşümsüz Adezyon

Geri dönüşümsüz adezyon, mikrobiyal hücre yüzeyindeki spesifik moleküller (adezinler) ile pelikülda bulunan tamamlayıcı moleküller (reseptörler) arasındaki etkileşimleri içerir. Bu adezin-reseptör etkileşimi güçlüdür ve kolonizasyonu engellemek için yapılan müdahalelerin hedefidir (58).

Ko-Adezyon

Ko-adezyon, hücre yüzeyindeki adezinler aracılığıyla bağlı olan bakterilerin üzerine, sekonder ve geç kolonize olan bakterilerin yapışması ile gerçekleşir (59). Erken bağlanan bakterilerin metabolizması sonucu oksijen tükenir, metabolik son ürünlerin üretimi azalır ve ortam daha anaerobik hale gelir. Biyofilm geliştikçe, zorunlu anaeroblar gibi daha zor gelişen sekonder kolonize olan bakterilerin hücre yüzeyindeki adezinler, ko-adezyon veya ko-agregasyonla, bağlı olan bakterilerdeki reseptörlere bağlanır ve biyofilm daha çeşitli hale gelir (60). Plak biyofilm gelişiminde anahtar role sahip organizma *Fusobacterium nucleatum*'dur. Bu tür, birçok oral bakteriye yapışabilir ve erken ve geç kolonize olan türler arasında köprü görevi görür (61).

Plak Maturasyonu

Atake bakterilerin bazıları, biyofilmin bağlanmasını pekiştiren hücre dışı polimerleri (plak matriksi) sentezler. Matriks, biyofilm için sadece bir iskelet değildir, enzimler de dahil olmak üzere molekülleri bağlayıp tutabilir ve yüklü moleküllerin biyofilm içine nüfuz etmesini geciktirebilir (62). Biyofilmler uzaysal ve işlevsel olarak organize edilir. Biyofilm içindeki heterojen koşullar yeni bakteri gen ekspresyonu modellerini tetikler. Hücrelerin birbirine yakın olması, komşu türler arasında sinerjistik ve antagonistik etkileşimlere neden olur, gıda zincirleri ve gıda ağları gelişir (63). Bir organizmanın metabolik son ürününün diğer bir organizma tarafından birincil besin olarak kullanıldığı besin zincirinin gelişmesi ve metabolik olarak işbirliğinin sağlanması mikrobiyal topluluğun metabolik etkinliğini artırır (64).

Plak biyofilmi içerisindeki diğer bir etkileşim çeşidi de hücre-hücre sinyalleridir (quorum sensing). Plak bakterilerinin, diğer biyofilmler için de tarif edilenlere benzer stratejiler kullanarak, küçük diffüz moleküller aracılığıyla birbirleriyle iletişim kurdukları gösterilmiştir (61). Quorum sensing, biyofilmlerin farklı özellikler kazanmasını sağlayabilir. Yararlı türlerin büyümesini teşvik ederek ve rakiplerin büyümesini engelleyerek topluluk yapısını etkileme potansiyeline sahiptir. Yüksek hücre yoğunluklarında, antibiyotik direnci genlerinin ekspresyonuyla koruma sağlayabilir. Ayrıca, topluluktaki bakterilerin fizyolojik özelliklerinin quorum sensing ile değiştirilebilmesi de mümkündür (53).

Biyofilmden ayrılma

Biyofilm oluştuktan sonra bir bölgedeki tür bileşimi, günlük oral hijyen uygulamaları, gıda alımı veya tükürük akışındaki değişiklikler gibi düzenli ve küçük çevresel streslere rağmen stabildir. Bu stabilite, organizmalar arasındaki sinerjistik ve antagonistik etkileşimler ile sağlanır (65). Bakteriler, çevrelerindeki değişiklikleri algılayabilir ve bu değişimlere yanıt verebilir. Biyofilm içerisindeki koşullar uyum eşiğini geçerse homeostaz bozulur ve mikrobiyal topluluğun yapısı ve kompozisyonu yeni koşullara göre yeniden organize edilir. Örneğin bazı türler (örn. *Prevotella loescheii* ve *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*) bu değişen koşullar karşısında adezinlerini parçalayan enzimlerin sentezini artırarak, hücrelerin ayrılmasını ve tekrar kolonize olmasını sağlar (66, 67). Küçük topluluklar, değişen koşullarda rekabetçi bir tutum sergileyerek baskın bir tür haline gelebilir.

4.6. Renklenmeler

Renklenmeler lokasyonuna göre eksternal ve internal renklenmeler, kaynağına göre de endojen ve eksojen renklenmeler olarak sınıflandırılır (68).

Eksternal renklenmeler dişin dış yüzeyinde bulunan ve fırçalama, polisaj ve kazımayla uzaklaştırılan renklenmelerdir. Sigara kullanımı, dental plak ve pigment yemelerin neden olduğu renklenmeler, eksternal renklenmelere örnektir (68).

İnternal renklenmeler ise diş yüzeyinde oluşur ve kazıma ve polisajla giderilemez, beyazlatma yöntemleri ile iyileştirilebilir (68).

Eksojen renklenmeler diş dışındaki kaynaklardan gelişir. Eksojen renklenmeler dişin dış yüzeyini etkileyerek eksternal olabilir veya diş yapısına dahil olarak internal renklenmeler şeklinde görülebilir. Tütün, çay, kahve, şarap ve restoratif malzemeler eksojen kaynaklı internal renklenmelere yol açabilir (68).

Endojen renklenmeler dişin kendisinde ortaya çıkar. Endojen renklenmeler her zaman internal özellik gösterir ve genellikle mineden yansıyan dentine ait renk değişiklikleridir. Amelogenesis imperfecta, dentinogenesis imperfecta gibi genetik hastalıklar, tetrasiklin kullanımı, pulpa nekrozu, hipoplaziler ve fluorozis endojen kaynaklı internal renklenmelere neden olur (68).

4.7. Polisaj

Polisaj, yüzeyi cilalı ve parlak hale getirmek için düzleştirmek olarak tanımlanmaktadır. Plak, renklenme ve pelikül polisaj ile uzaklaştırılır (69). Amerikan

Dental Hijyenistleri Birliği (American Dental Hygienists' Association) ve AAP'nin "oral profilaksi" tanımları polisaj terimini de içermektedir. Oral profilaksi, AAP tarafından "lokal iritan faktörlerin kontrolü amacıyla önleyici bir tedbir olarak, dişlerin ağız ortamına açık olan ve olmayan yüzeylerinden kazıyarak veya polisaj yapılarak plak, diş taşı ve renklenmelerin çıkarılması" olarak tanımlanmıştır (1). Amerikan Dental Hijyenistleri Birliği'da oral profilaksinin, plak, diş taşı ve renklenmelerin supragingival ve subgingival olarak uzaklaştırılmasını içermesi gerektiğini bildirmiştir (70).

Roma ve Yunan kaynaklarında polisajdan bahsedilmiş olsa da, ilk olarak modern diş hekimliğinin öncüsü Pierre Fauchard polisajı tanımlamış, ve polisajı, ince öğütölmüş mercan, yumurta kabukları, zencefil veya tuz kullanılarak diş renklenmelerinin çıkarılması olarak tarif etmiştir (71). Polisaj prensipleri yıllar içerisinde gözden geçirilmiş ve yenilenmiştir. Farklı polisaj tanımları ortaya çıkmıştır (72).

Yüzeyel polisaj, kuronun polisajıyla ilgili bir terimdir. Minimal terapötik yararı olan, kozmetik bir prosedür olarak kabul edilmektedir (72).

Terapötik polisaj, cerrahi esnasında açığa çıkan sementteki endotoksin ve mikroflorayı azaltmak için kök yüzeylerinin parlatılmasını ifade etmektedir (72).

Selektif polisaj ise ilk defa 1976 yılında Clinical Practice of Dental Hygienist adlı kitapta tanımlanmıştır (73). Bu terim polisajın selektif bir prosedür olması gerektiğini ve her hastanın buna ihtiyacı olmadığını ifade etmektedir. Selektif polisaj, parlatma macunlarındaki aşındırıcıların florür açısından zengin mine dış tabakasını uzaklaştırdığı endişesinden ortaya çıkmıştır ve bu teori polisajın diş yüzeyinde abrazyona neden olduğunu bildiren bir çalışmaya dayanmaktadır (74). Ancak bu araştırmanın geçerliliği, örneklemin küçük olması, sonucu etkileyen çok fazla kontrolsüz ve açıklanmamış değişken mevcudiyeti ve kullanılan polisaj prosedürünün, klinik polisaj tekniklerini yansıtmaması nedeniyle sorgulanmıştır. Çalışmaların tipi, sığır ve insan dişleri gibi farklı numunelerin kullanılması, maruz kalma süresi, basınç, dakikadaki devir sayısı ve kullanılan aşındırıcı ajan dahil olmak üzere yöntem ve materyallerdeki farklılıklar, polisajın diş yüzeyi için tehlikeli olduğu konusunda şüphe uyandırmıştır (75).

Günümüzde polisaj uygulamaları bilimsel ve klinik kanıtlar dikkate alınarak hastanın değerlendirilmesi ve ihtiyaçların belirlenmesi prensibini içerir. Doğal dişlerdeki veya restorasyonlardaki renklenmeler, polisaj için endikasyon ve

kontraendikasyon oluşturabilecek durumlar değerlendirilir. Temizleme veya polisaj ajanları hastanın ihtiyaına göre seçilir (68).

Polisaj endikasyonları aşağıda sıralanmıştır (68);

1. Ekternal renklenmeleri uzaklaştırmak,
2. Dişleri fissür örtücü gibi rk önleyici prosedürlere hazırlamak,
3. Diş yüzeyini florür uygulamalarına hazırlamak.

Polisaj kontraendikasyonları şu şekildedir (68);

1. Görünür renklenmenin bulunmaması,
2. rk riski yüksek olan hastalar (aktif rk, kök rğ, demineralize alan varlığı, kserostomi),
3. Solunum sistemi rahatsızlığı bulunan hastalar (astım, amfizem, akciğer kanseri, kistik fibrozis vb.),
4. Diş hassasiyeti varlığı,
5. Restorasyonlar ve dental implantlar (Uygun polisaj materyalinin seçilmemesi restorasyonların ve dental implantların yüzeyine zarar verebilir.).

Hastanın oral hijyeni yeterli olmadığında, kolaylıkla kanayan, ödemli ve yumuşak doku varlığında ve bulaşıcı hastalık riski olduğunda, polisaj işlemleri ertelenmeli ve tekrar değerlendirilmelidir (68).

Polisaj işlemi, el aletleri (porte polisher), düşük devirli döner aletlerin ucuna yumuşak kauçuktan yapılmış parlatma lastikleri veya fırça takılarak pomza veya özel profilaksi patlarının uygulanması ile, veya aşındırıcı tozları hava su karışımı içinde püskürten cihazların (hava-toz sistemi) kullanımı ile gerçekleştirilir. İnterproksimal alanların polisajı için polisaj şeritleri de kullanılır (68).

4.7.1. Porte Polisher

Portakal ağacından bir ucu olan el aletidir. Aşındırıcı madde, kama şeklinde konik veya sivri ahşap bir u ile diş yüzeyine sürtünür. Taşınabilir olması, malpoze dişlerin yüzeylerine erişimin sağlanabilmesi, minimum termal ısı üretmesi, döner aletler gibi gürültülü olmaması ve daha az bakteriyel aerosol üretmesi avantajlarıdır. Dezavantajları ise entrmantasyon için el mukavemeti gerektirmesi ve polisaj işleminin diğer yöntemlere göre daha uzun sürmesidir (68).

4.7.2. Döner Aletler

Diş ünitesine bağlanan aletlerdir. Düz açılı, dik açılı ve ters açılı olmak üzere üç farklı dizayna sahiptir. Döner aletler, dakikadaki devir sayısı (rpm) belirlenen dönüş hızlarına göre yüksek hızlı ve düşük hızlı döner aletler olarak sınıflandırılmıştır (68).

Ultra yüksek ve yüksek hızlı döner aletlerin dakikadaki devir sayıları 100.000-800.000 rpm arasındadır. Yüksek hızlı döner aletler, kavite preparasyonu ve restoratif hazırlıklarda kullanılırlar. Fiberoptik ışık kaynağı bulunabilir. Ultra ve yüksek hızlı döner aletler, çok yüksek hızlarda çalıştıkları için polisaj prosedürlerinde kullanıma uygun değildir (68).

Düşük hızlı döner aletlerin dakikadaki devir sayıları ortalama 6.000-10.000 rpm arasındadır. En düşük devire sahip aletler polisaj işlemlerinde kullanılmaktadır (68).

Döner aletlerle polisaj, aletin ucuna yumuşak kauçuktan yapılmış polisaj lastikleri veya fırça takılarak aşındırıcı materyallerinin uygulanması ile gerçekleştirilir. Kauçuk polisaj lastikleri diş yüzeyindeki lekeleri çıkarmak ve restorasyonları parlatmak için kullanılır. Fırça ise daha çok minedeki pit ve fissürlerin renklenmelerinin giderilmesi için kullanılır ve ağız ortamına açık sement ve dentinde kullanımı kontraendikedir. Sivri uçlu kauçuk polisaj lastiği ise aproksimal yüzeylerdeki, embraşurlardaki ve ortodontik bant ve braketlerin etrafındaki lekeleri ve biyofilmi gidermek için kullanılır (68).

Triboloji biliminde polisaj, iki cisimli abrazyon veya üç cisimli abrazyon olarak değerlendirilir (76, 77). İki cisimli abrazyon polisajda kauçuk lastiğe abrazyon partikülleri eklenmiştir, polisaj ajanı yoktur. Üç cisimli abrazyonda ise yüzey ile kauçuk lastik arasında abrazyon özelliğe sahip polisaj ajanı bulunmaktadır (68).

Polisaj ajanlarının, toz ve pat olmak üzere iki temel formu bulunmaktadır. Toz formunda olanlar likit (su, ağız çalkalama suyu vb.) ile karıştırılarak kullanılır, fazla ısı oluşumu riski nedeniyle doğal dişlerde tek başlarına kullanımı önerilmez (68).

Pat formunda olanlar, kullanıma hazır şekilde bulunurlar. Tek uygulama için yeterli miktarda paketlenen formları da mevcuttur. Polisaj patlarında aşındırıcı olarak; pomza, alüminyum oksit (alümina), silikon karbit, alüminyum silikat, silikon dioksit, karbit bileşikler, feldspar, zirkonyum silikat, zirkonyum oksit, bor ve kalsiyum karbonat kullanılır (78). Dentin hassasiyetinin giderilmesi, beyazlatma, minenin mineral yüzeyinin desteklenmesi gibi ek özellikler için yapılarına florür, amorf kalsiyum fosfat,

arjinin ve hidrojen peroksit gibi farklı ajanlar eklenen polisaj patları da bulunmaktadır (68).

Polisaj sırasında aşınma miktarını etkileyen faktörler; hız, basınç, uygulanan pat miktarı, aşındırıcı partiküllerin şekli, boyutu ve sertliğidir (68, 76, 79).

Hız ve basınç uygulamayı yapan kişi tarafından kontrol edilir, hız ve basınç arttıkça aşınma miktarı ve ısı artar. Isı artışının meydana getirebileceği zararı önlemek ve aşınma miktarını azaltmak için hız ve basınç arasında denge sağlanmalıdır (68).

Aşındırıcı partiküllerin sertliği, polisaj için son derece önemlidir (78). Aşındırıcı partiküller cilalanan yüzeyden veya malzemeden daha sert olmalıdır (76). Polisaj patlarında kullanılan aşındırıcıların çoğu diş yapısından on kat daha serttir. Aşındırıcı partiküllerin şekli de aşınma oranını etkiler. Yuvarlak veya küresel şekilli parçacıklar yüzeyi daha yavaş aşındırır (68).

4.7.3. Hava-Toz Sistemleri

Hava-toz sistemleri diş hekimliğinde ilk defa 1945 yılında, alüminyum oksit partikülleriyle kavite preparasyonunda kullanılmıştır (80). 1970'li yılların sonlarına doğru da dental plak ve renklenmelerin giderilmesinde kullanılmaya başlanmıştır (81).

Hava-toz sistemleri, aşındırıcı tozları hava su karışımı içerisinde püskürterek diş yüzeyindeki dental plağı ve renklenmeleri uzaklaştırır. Sulu toz karışımını üretmek için haznenin içindeki toz, basınçlı hava ile karıştırılır, hava-toz sisteminin başlığının ucuna hava akışı ve su ile taşınır (82).

4.7.3.1. Hava-Toz Sistemi Çeşitleri

Hava-toz sistemleri iki tip dizayna sahiptir (83). Birinci tipte, toz haznesinin içindeki hava besleme borusunda, haznenin kapağına doğru giden basınçlı bir hava akımı oluşturulur. Borunun içindeki hava akımı, tozu, haznenin tabanına yakın bulunan küçük deliklerden lümenin içine çeker. Elde edilen hava-toz akışının haznenin dibine yönlendirilmesiyle, mevcut hava-toz karışımına ilave toz da karışmış olur. Toz haznesinin tabanının yuvarlak olması, hava-toz karışımını haznenin üst kısmındaki çıkışa yönlendirilir. Toz miktarı, haznenin kapağındaki eğimli bir deflektörün konumunun değiştirilmesiyle ayarlanır. İkinci tip hava-toz sisteminde hazneye basınçlı hava girer ve hava ve toz karışımı oluşur. Oluşan karışım çıkışa taşınır. Toz miktarı, toz ayarını düzenleyen bir vida ile belirlenir.

Dizayn tipi, cihazdan çıkan toz miktarı ve buna bağlı olarak da cihazın etkinliğini değiştirir (83). Birinci dizaynda çıkan toz miktarı, haznede kalan toz miktarından etkilenmez. İkinci dizaynda ise haznedeki toz miktarı azaldıkça, çıkan toz miktarı ve buna bağlı olarak da cihazın etkinliği azalır.

Hava-toz sistemleri, masa tipi cihazlar veya dış ünitenin hava bağlantısına bağlanan portatif cihazlar olarak üretilir. Literatürde, iki tip cihazın klinik uygulanabilirliklerini karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır (82).

4.7.3.2. Hava-Toz Sistemlerindeki Değişkenler

Hava-toz sistemlerinin yüzeyde meydana getirdiği değişikliği ve etkinliğini etkileyen faktörler; hidropnömatik değişkenler, kullanıcıya bağlı değişkenler, aşındırıcı toza bağlı değişkenler olmak üzere üç başlık altında değerlendirilebilir (82).

Hidropnömatik değişkenler, hava basıncı ve çıkan su miktarıdır. Hava basıncının artması, cihazın etkinliğini artırır (82).

Su miktarının artışının etkisiyle ilgili ise literatürde farklı görüşler mevcuttur. Bazı çalışmalar, su ayarının da uzaklaştırılan madde miktarını önemli derecede etkilediğini ve su miktarı arttıkça, uzaklaştırılan madde miktarının ve cihazın etkinliğinin arttığını bildirmişlerdir (84, 85). Su miktarı ile cihazın etkinliği arasındaki bu ilişki, suyun aşındırıcı partiküller için taşıyıcı ve hızlandırıcı görevi görmesi ve aynı zamanda yüzeyin daha fazla su ile yıkanarak yüzeyden gömülü partiküllerin de uzaklaştırılmasıyla daha fazla madde kaybı olması ile açıklanmaktadır (86).

Diğer taraftan işlem uygulanan yüzeyde bulunan suyun, aşındırıcı tozun etkinliğini azalttığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (87, 88). Bu çalışmalar, suyun kinetik enerjisindeki artışın, aşındırıcı partikülleri parçalayarak partikül boyutlarında azalmaya neden olduğunu, bunun da uzaklaştırılan madde miktarında azalmayla sonuçlandığını bildirmiştir.

Kullanıcıya bağlı değişkenler, başlığın ucu ile yüzey arasındaki mesafe, uygulama açısı ve uygulama süresidir. Başlığın ucu ile yüzey arasındaki mesafe arttıkça, yüzeyde meydana gelen defektin derinliğinde azalma olduğu fakat defekt hacminde değişiklik olmadığı bildirilmiştir (85).

Yapılan çalışmalarda, uygulama açısının, defekt derinliği ve defekt hacminde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı görülmüştür. Bunun sebebi, mesafenin

dental uygulamalarda az olması olarak bildirilmiştir. Mesafenin az olması açının etkisinin maskelenmesine neden olmaktadır (85, 89).

Uygulama süresi hava toz sistemlerinin etkinliğini önemli derecede etkilemektedir. Uygulama süresi artıkça, yüzeyden uzaklaştırılan madde miktarı da artar (85, 90-92).

Uygulanan yüzeyin özellikleri de uzaklaştırılan madde miktarını etkiler. Yüzeyin sertliği arttıkça uzaklaştırılan madde miktarı azalır (85).

Aşındırıcı toza bağlı değişkenler ise partikül çapı, şekli ve sertliğidir (82). Partikül şekli ve sertliğinin abraziv özellik üzerindeki etkisi, partikül boyutundan fazladır (88, 93). Partikül sertliği arttıkça, aşındırıcı özellik artar (88). Köşeli kenarlara sahip partiküllerin aşındırıcı özelliği daha fazladır (88). Partikül boyutu ile ilgili veriler ise çelişkilidir. Küçük partikül boyutuna sahip aşındırıcı tozların daha fazla abrazyona neden olduğunu bildiren çalışmalar olduğu gibi (89, 94), aksini bildiren çalışmalar da mevcuttur (91, 92).

4.7.3.3. Hava-Toz Sistemlerinde Kullanılan Aşındırıcı Tozlar

Diş hekimliğinde hava-toz sistemlerinde kullanılan aşındırıcı tozlar, sodyum bikarbonat, alüminyum trihidroksit, glisin, kalsiyum karbonat, kalsiyum sodyum fosfosilikat ve eritritol bazlıdır.

Aşındırıcı tozların formülasyonları için belirlenmiş standartlar bulunmamaktadır. Aynı temel bileşene sahip aşındırıcı tozlar, üreticiden üreticiye farklı özellikler göstermektedir (95).

a. Sodyum Bikarbonat

Sodyum bikarbonat 1980'li yıllardan itibaren diş hekimliğinde, hava-toz sistemlerinde kullanılmaktadır. Toksik değildir, suda çözünür (82). Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozun Mohs sertlik derecesi 2,5'tir ve ortalama partikül büyüklüğü 74 µm'dir. Partikül büyüklüğü, üreticiden üreticiye değişebilir. Genellikle bikarbonat kristalleri, toz akış özelliklerini korumak amacıyla %0,8 oranında hidrofobik özellikleri arttıran silisyum oksit veya trikalsiyum fosfat ile karıştırılmaktadır (68).

Sodyum bikarbonat tozları, intakt mine yüzeylerinden supragingival plak ve lekeleri uzaklaştırmada güvenli ve etkilidir (96-99). Demineralize mine yüzeylerinde ise erozyona yol açabileceğinden dikkatli kullanılmalıdır. Sodyum bikarbonat, kök yüzeyine ve dentine doğrudan uygulandığında defekte neden olmaktadır (97, 100, 101)

Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozlar, amalgam, altın, kompozit, cam iyonomer bazlı dolgu maddelerinde erozyona neden olmaktadır (84, 102, 103). Seramik yüzeylerde ise değişiklik meydana getirmemektedir (103, 104). Sodyum bikarbonatın, plastik braket bulunan hastalar hariç ortodonti hastalarında güvenle kullanılabileceği kabul edilmektedir (98, 105).

Sodyum bikarbonat ile yapılan hava-toz sistemi uygulamaları, dişeti epitelinde erozyona neden olur ve alttaki bağ dokusu açığa çıkar (106-109). Bu lezyonlar sorunsuz bir şekilde iyileşse de, diş eti çekilmesine neden olmamak için uygulamalar esnasında dişeti korunmalıdır (110).

Periodontal flep cerrahisi sırasında sodyum bikarbonat tozuyla yapılan hava-toz uygulamalarının etkisi de araştırılmıştır. Debridman efektif olarak yapılabilmektedir bununla birlikte basınçlı hava kullanımı amfizem için risk oluşturmaktadır (101, 111).

Sodyum ve bikarbonat, sodyum bikarbonat tozunun bileşenleri olduğundan, tedavide kullanımları kanın, pH, sodyum, klorür ve potasyum seviyelerinde ölçülebilen, ancak klinik olarak anlamı olmayan değişikliklere yol açmaktadır. Bu değişikliklerin ihmal edilebilir olduğu varsayılmaktadır (112, 113).

b. Alüminyum Trihidroksit

Alüminyum trihidroksit, sodyum bikarbonat intoleransı olan hastalar için alternatif olarak geliştirilen ilk aşındırıcı tozdur. Alüminyum trihidroksitin Mohs sertlik derecesi 4'tür ve partikül büyüklüğü 80 ile 325 µm arasında değişmektedir (68). Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozdan daha abrazyondur (95). Alüminyum trihidroksit suda çözünmez (82).

Alüminyum trihidroksit ile yapılan hava-toz uygulamaları, hem mine de hem de kök yüzeyinde defekte neden olmaktadır (114). Estetik restorasyonlarda kullanımı önerilmemektedir (95).

c. Glisin

Glisin nonesansiyel bir amino asittir ve çoğu polipeptidin önemli bir bileşenidir. Aynı zamanda tetrahidrofolik asit, pürin, hem, kreatin ve glutatyon gibi fizyolojik olarak önemli maddelerin de substratıdır. Sinir sisteminde, inhibitör nörotransmitter olarak görev alır. Renksizdir, yüksek oranda suda çözünür. Glisin hafif tatlı bir tada sahiptir, toksitesi düşüktür ve alerjen değildir, bu nedenle gıda endüstrisinde de kullanılır. Ayrıca glisin anti-inflamatuar, immünomodülatör ve sitoprotektif etkiye

sahip olduğu düşünölmektedir. Kesin mekanizma tam olarak anlaşılmasa da inflamatuvar hücre aktivasyonunun inhibisyonuna neden olabilir. Makrofajların aktivasyonunu inhibe ederek serbest radikallerin oluşumunu azaltabilir (115).

Hava-toz sistemlerinde kullanılan glisin tozu, glisin kristallerinin öğütölmesi ile üretilir (82). Mohs sertlik derecesi 2, ortalama partiköl büyüklüğü 20 µm'dir (68). Tozun akışkan özelliğini arttırmak ve hava-toz sisteminin tıkanmasını önlemek için, yapısına ağırlığının %5'i oranında ortalama 0,07 µm partiköl boyutuna sahip silisik asit veya aerosoller ilave edilir (82).

Glisin bazlı aşındırıcı tozlar ile yapılan hava-toz uygulamaları, intakt mine yüzeyinden dental plağın ve renklenmelerin uzaklaştırılmasında güvenlidir (81, 95). Kök yüzeyinde sodyum bikarbonattan daha az abrazyona yol açtığını bildiren çalışmalar mevcuttur (91, 92). Ancak partiköl büyüklüğüne ve uygulama parametrelerine bağılı olarak benzer abrazyon özellik gösterdiğini bildiren çalışmalar da vardır (89, 94, 116).

İnsan dişeti biyopsisin histolojik olarak incelendiğı bir çalışmada, glisin ile yapılan hava-toz uygulamasından sonra epitel hasarının minimal olduğı veya epitelyum yüzeyinde hiç hasar gözlenmediğı ve bazal membranın intakt olduğı bildirilmiştir (109).

d. Kalsiyum Karbonat

Kalsiyum karbonat, kayalarda, deniz kabuğunda, incide ve yumurta kabuğunda bulunan ve doğal olarak oluşan bir maddedir. Antasitlerin ana bileşenidir ve farmasötik ilaçlar için dolgu maddesi olarak da kullanılır. Kalsiyum karbonatın Mohs sertlik derecesi 3, partiköl büyüklüğü ise 55 µm'dir (95).

Kalsiyum karbonat ile yapılan hava-toz uygulamaları, hem mine de hem de kök yüzeyinde defekte neden olmaktadır (114). Estetik restorasyonlarda kullanımı önerilmemektedir (95).

e. Kalsiyum Sodyum Fosfosilikat (Novamin)

Kalsiyum sodyum fosfosilikat biyoaktif bir camdır. Mohs sertlik derecesi 6'dır. Hava-toz sistemlerinde kullanılan en sert aşındırıcı tozdur. Partiköl büyüklüğü 25 ile 120 µm arasında değişir (68).

Kalsiyum sodyum fosfosilikat yüksek derecede aşındırıcı yapısı nedeniyle, diş sert dokuları ve restorasyon yüzeylerindeki hava-toz uygulamalarında kullanılmamalıdır (95).

f. Eritritol

Eritritol, kimyasal olarak nötr, suda çözünebilen bir poliol'dür. Toksik değildir, yapay tatlandırıcı olarak kullanılmaktadır (117). Hava-toz sistemlerinde kullanılan eritritol tozunun Mohs sertlik derecesi 2, partikül büyüklüğü 14 μm 'dir (118). Tozun yapısına antibakteriyel bir ajan olan klorheksidin diglukonat ilave edilmiştir (119).

Eritritol tozu ile hava-toz sistemi uygulamasıyla mine yüzeyi zarar görmeden temizlenebilir (120). Eritritol tozu ile yapılan hava-toz uygulamaları güvenlidir, ancak klinik ve mikrobiyolojik sonuçlar açısından üstünlük göstermemektedir (121-123).

4.8. Hava-Toz Sistemlerinin Dışın Sert Dokularına Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi

Hava-toz sistemiyle yapılan uygulamaların neden olduğu defekt derinliği, defekt hacmini değerlendirmek için, elektron prob mikroanaliz cihazı (89, 94), konfokal lazer taramalı mikroskop (91), üç boyutlu lazer tarayıcı (85, 116, 124), profilometri (125) ve mikro-BT (92) cihazları kullanılmıştır.

4.8.1. Mikro-Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT)

Bilgisayarlı tomografi (BT), kesitsel görüntülerin elde edildiği ve elde edilen bu görüntülerin özel yazılımlar aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılıp işlendiği, iyileştirildiği, taşındığı ve depolandığı bir görüntüleme yöntemidir (126). BT ile ilk klinik uygulama, 1970'li yıllarda Hounsfield tarafından yapılmıştır (127).

1980'li yılların başlarında yapıların mikro düzeyde incelenmesine imkan sağlayan mikro-BT'ler geliştirilmiştir. 1982 yılında Elliot ve Dover (128), ilk defa mikro-BT ile tatlı su salyangozunun kabuğunu görüntülemişti. Mikro-BT ile de BT'de olduğu gibi X-ışınları kullanılarak fiziksel bir nesnenin enine kesit görüntüleri oluşturulur. Oluşturulan bu görüntüler bilgisayar ortamında bir yazılım tarafından işlenir ve taranan nesnenin üç boyutlu bir modeli dijital ortamda elde edilir. Mikro-BT'nin BT'den en önemli farkı voksel boyutlarının BT'den yaklaşık 1.000.000 kat daha küçük olmasıdır. BT'lerde voksel boyutları 1mm^3 iken, mikro-BT'lerde $5-10 \mu\text{m}^3$ 'tür. Voksel boyutunun küçük olması, mikro-BT ile yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmesini sağlar (129, 130).

Mikro-BT cihazı, X-ışını tüpü, belli aralıklarla örneği çeviren bilgisayar kontrollü bir motor, X-ışınını kamera sensörü üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, üzerine düşen X-ışınlarını görüntüye çeviren CCD (Charge-Coupled Devices) kamera, görüntü toplayıcısı ve bilgisayardan oluşmaktadır (131).

Mikro-BT cihazları çoğunlukla akademik ve endüstriyel araştırma laboratuvarlarında kullanılmaktadır. Diş ve kemik gibi mineralize dokular, seramikler, polimerler ve biyomateryaller doğrudan Mikro-BT kullanılarak incelenebilir. Yeni nesil mikro-BT cihazlarıyla, küçük canlı hayvanlar in vivo görüntülenebilir (132, 133). Mikro-BT'lerin yumuşak doku kontrastı düşüktür. Bu sorun osmium, altın, gümüş ve iodin gibi problemlerin kullanılmasıyla büyük oranda çözülmüştür (134).

Mikro-BT dişin sert dokularını araştırmak için yenilikçi, invaziv olmayan ve tahribatsız bir yaklaşımdır (135). Diş hekimliğinde; mine kalınlığının ve diğer diş yapılarının ölçülmesi, kök kanal morfolojisinin analizi ve kök-kanal şekillendirmesinin değerlendirilmesi, kraniyofasiyal gelişimin ve yapının değerlendirilmesi, doku mühendisliği, dişin mineral konsantrasyonunun değerlendirilmesi, implant ve çevresindeki trabeküler kemiğin mikro yapısının değerlendirilmesi için kullanılır (136).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından KOÜ GOKAEK 2019/10.34 sayı ile onaylandı (Ek 1), Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2019/084 ve 2019/094 HD proje numaraları ile desteklendi. Çalışma, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Mikro-BT Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

5.1. Hasta Seçimi

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'na tedavi için başvuran ve aşağıdaki kriterleri sağlayan hastaların örnekleri toplanmıştır.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

1. Dişeti çekilmesine sahip, tedavi edilemeyecek durumda olan, araştırmadan bağımsız olarak çekimine karar verilen, tek köklü dişe sahip olmak,

2. Dahil edilecek dişin tüm yüzeylerinde dişeti çekilmesi olması,

3. Dişte kanal tedavisi, çürük, defekt ve restorasyon vb. bulunmaması,

4. Araştırmaya katılmaya gönüllü olmak,

5. 18 yaşından büyük olmak

6. . Hep B, HIV(+) vb. bulaşıcı enfeksiyon hastalıklarına sahip olmamak.

Çalışma kriterlerini sağlayan bireylere çalışma hakkında bilgi verildi ve gönüllü olan bireylerden gönüllü olur formunu (Ek 2) imzalamaları istendi.

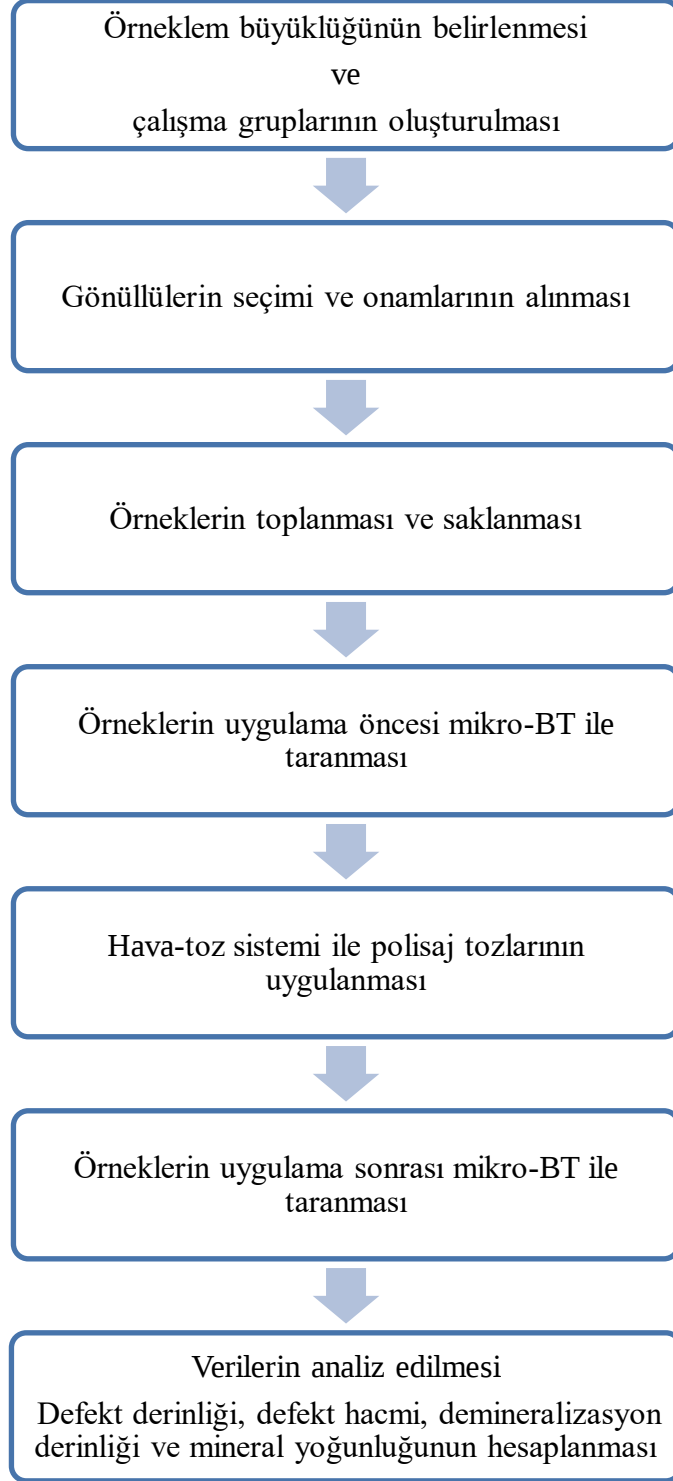
Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri;

Araştırmaya katılmaya gönüllü olmamak,

1. 18 yaşından küçük olmak

2. Hep B, HIV(+) vb. bulaşıcı enfeksiyon hastalıklarına sahip olmak.

Tablo 1. Çalışmanın akış şeması



5.2. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Referans yayınlardaki gruplara göre yapılan istatistiksel karşılaştırma sonuçları esas alınarak örneklem sayıları aşağıdaki gibi hesaplandı (118) (Tablo 2). 1.tip hata %5, testin gücü %90 olarak belirlendi. Örneklem hesabı G*Power Software version 3.1.9.2 programı kullanılarak gerçekleştirildi.

Tablo 2. Örneklem büyüklüğü ile ilgili veriler

Parametre	Gruplar	n
Sz*	Sodyum Bikarbonat	12
	Glisin	12
	Eritritol	12
	Toplam	36

*Sz : maximum height of the surface

Örneklerin işleme hazırlanması sırasında meydana gelebilecek kayıplar göz önünde bulundurularak örneklem büyüklüğü 48 olarak belirlendi.

5.3. Örneklerin Toplanması ve Saklanması

Gönüllü olan hastaların çalışmaya dahil edilecek dişleri çekilmeden önce, ilgili dişin kök yüzeyi alev uçlu frez ile dişeti marjini hizasından işaretlendi (Resim 1). Dişlerin üzerindeki yumuşak dokular nemli gazlı bezle, diş taşları da ultrasonik kazıyıcı (Woodpecker Medical Instrument Co. Ltd. Guilin/Çin) ile uzaklaştırıldı. Diş çekildikten sonra, dişin subgingival alanda kalan kök bölgesi metal separe ile uzaklaştırıldı. Örnekler 2,7 büyütme lup (Orange Dental, Biberach, Germany) ile incelenerek çekime bağlı hasar olup olmadığı kontrol edildi. Çalışmaya uygun olan örnekler, içinde %0,1 timol solüsyonu bulunan eppendorflara (Eppendorf Safe-Lock Tubes™) konularak, laboratuvar çalışmasına kadar saklandı (Resim 2).



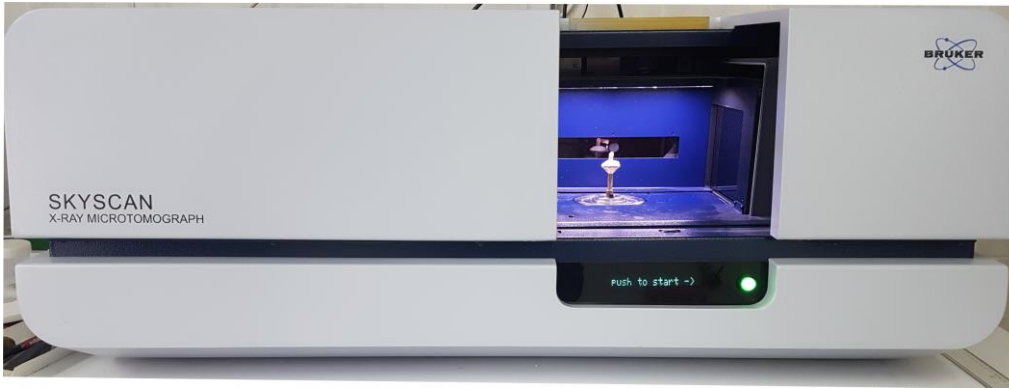
Resim 1. Dişeti marjinin seviyesinin işaretlenmesi.



Resim 2. Örneklerin saklanması.

5.4. Örneklerin Uygulama Öncesi Mikro-BT ile Taranması

Çalışmada, yüksek voltajla desteklenen bir mikro odaklanma tüpü, hassas manipulatöre sahip bir numune taşıyıcı, görüntü yakalayıcıya bağlı bir X-ray CCD (Charge-Coupled Device) kamera ve Dual Intel Xenon (Intel, Los Angeles, ABD) işlemciye sahip bir bilgisayardan oluşan masa üstü tip SkyScan 1275 (Kontich, Belçika) Mikro-BT sistemi kullanıldı (Resim 3).



Resim 3. Skyscan 1275 Mikro-BT cihazı

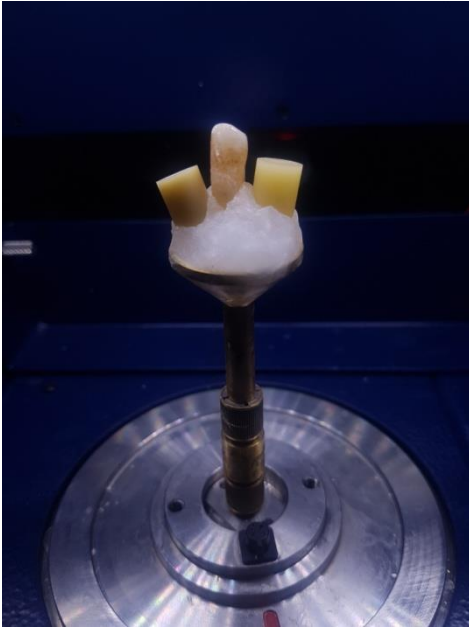
Örnekler ependorflardan çıkarıldı ve SkyScan1275 Mikro-BT (Kontich, Belgium) cihazına yerleştirildi. Rotasyonel tarama sırasında X-ışını tüpü ile örnek arasındaki mesafenin değişimini ve dışın ekspoz alanının dışına çıkmasına neden olabilecek aksiyel konumlardaki sapmaları önlemek için, sabitleme işlemi sırasında, örneğin vertikal olarak, olabildiğince merkezi ve açılanma yapmadan yerleştirilmesine dikkat edildi (Resim 4). Örneklerin, 100 kV güç, 100 mA akımla, 0,5 mm alüminyum ve 3 Mp (1944x1536 piksel) aktive piksel CMOS flat panel yardımıyla, yaklaşık olarak 13,1 μ m kalınlığında toplam 1810 kesit görüntüsü alındı. Taramada üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda 360° rotasyon kullanıldı. Rotasyon adımı 0,20 derece olarak belirlendi. Bu ayarlarda tarama süresi yaklaşık olarak her bir çekim için 55-60 dakika sürdü.

Örneklerin uygulama öncesi mineral yoğunluklarının hesaplanabilmesi için, örnekler cihaza iki adet 0,25 ve 0,75 gr/cm³ fantom çubuğu ile birlikte yerleştirilip aynı parametreler kullanılarak tekrar tarandı (Resim 5). Kesitlerden alınan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) uyumlu görüntüler, BMP (Bit Map Picture) formatına dönüştürüldü. Her bir kesit görüntüsü, çözünürlüğü 2000x2000 piksel ve piksel boyutu 13 µm olarak elde edildi.

Taramalar esnasında defektli olduğu fark edilen örnekler, çalışmadan çıkarıldı.



Resim 4. Örneğin mikro-BT cihazına yerleştirilmesi.



Resim 5. Örneğin fantom çubuklarla mikro-BT cihazına yerleştirilmesi.

5.5. Örneklere Hava-Toz Sistemi ile Uygulama Yapılması

Çalışmada;

AIR-FLOW® Master Piezon (EMS SA, Nyon, İsviçre) masa tipi hava-toz sistemi (Resim 6) ve;

- Sodyum bikarbonat bazlı 65 µm partikül büyüklüğüne sahip AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT (EMS SA, Nyon, İsviçre) (Resim 7),
- Glisin bazlı 25 µm partikül büyüklüğüne sahip AIR-FLOW® PERIO (EMS SA, Nyon, İsviçre) (Resim 8),
- Eritritol bazlı 14µm partikül büyüklüğüne sahip AIR-FLOW® PLUS (EMS SA, Nyon, İsviçre) (Resim 9) polisaj tozları kullanıldı.



Resim 6. AIR-FLOW® Master Piezon hava-toz sistemi



Resim 7. AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT polisaj tozu



Resim 8. AIR-FLOW[®] PERIO polisaj tozu



Resim 9. AIR-FLOW[®] PLUS polisaj tozu

Tüm örnekler bukkal yüzü öne bakacak ve kuron kısmı yukarıda, kök kısmı aşağıda kalacak şekilde tutulup, yüzeyleri Resim 10'da gösterildiği gibi numaralandırıldı. Bir ve iki numaralı yüzeylerde kurona, üç ve dört numaralı yüzeylerde ise kök yüzeyine uygulama yapıldı.



Resim 10. Uygulama yüzeylerinin numaralandırılması.

Örneklerin tümüne aynı mesafeden aynı açıyla uygulama yapabilmek için hava-toz sistemi başlığının ve örneğin sabit kalmasını sağlayan bir düzenek kuruldu (Resim 11). Uygulama alanını sınırlandırmak için üzerinde çapı 5 mm olan bir delik bulunan

metal plaka, örneğin üzerine yerleştirildi. Örnekler sırasıyla düzenekteki tutucuya yerleştirildi ve bulundukları gruba ait toz ile uygulama yapıldı. Tüm uygulamalar 60^0 açıyla, 5 mm mesafeden 5 sn süreyle yapıldı. Her uygulamadan önce toz haznesi maksimum seviyeye kadar dolduruldu. Su ayarı tüm uygulamalarda aynı olacak şekilde, orta seviyeye (6 LED ışığı) ayarlandı. Güç ayarı ise birinci ve üçüncü yüzeylere uygulama yapılırken orta (9 LED ışığı), ikinci ve dördüncü yüzeylere uygulama yapılırken maksimum (17 LED ışığı) olarak ayarlandı.



Resim 11. Başlığın ve örneğin sabitlenmesi.

5.6. Örneklerin Uygulama Sonrası Mikro-BT ile Taranması

Tüm örnekler uygulama öncesi yapılan taramayla aynı parametrelerde taranarak uygulama sonrası görüntüler elde edildi.

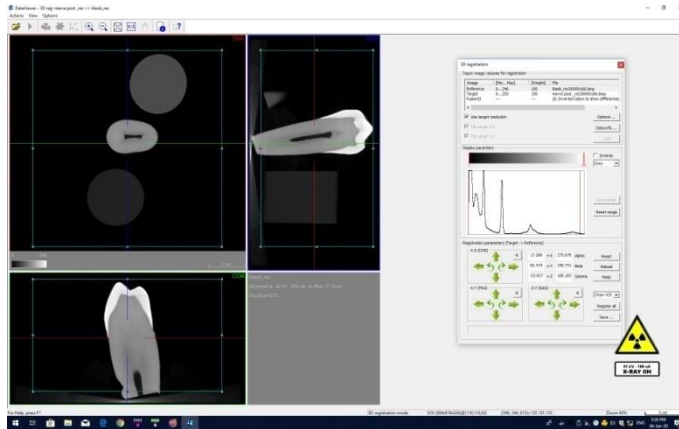
5.7. Mikro-BT Analizi

Tarama aşamasında elde edilen ham verilerin rekonstrüksiyonları üreticinin sağladığı NRecon (NReconversiyon 1.7.4.2, Skyscan, Kontich, Belçika) yazılımı ile yapıldı (Resim 12). Rekonstrüksiyon sırasında, 3 birim görüntü yumuşatma (Smoothing), 7 birim halkasal görüntü hatalarının düzeltimi (Ring Artifact Correction) ve X-ışını sertleştirme (Beam Hardening Correction) için %40 düzeltme oranı kullanılarak görüntü kirlilikleri ve radyolojik artefaktlar elimine edildi. Ham verilerin rekonstrüksiyonu sonucu 16 bit gri değer imajları elde edildi.

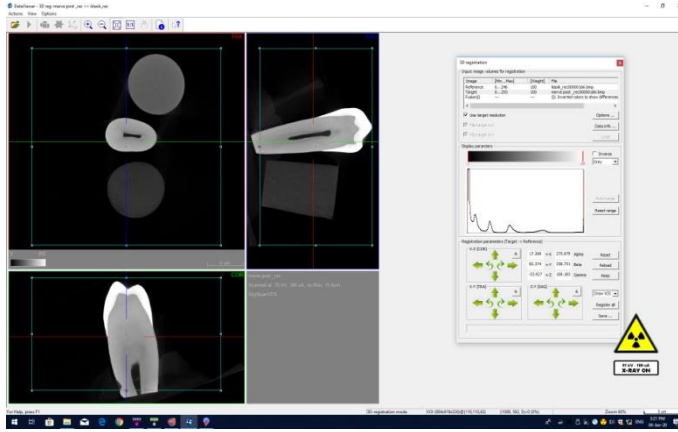


Resim 12. NRecon yazılımıyla rekonstrüksiyon

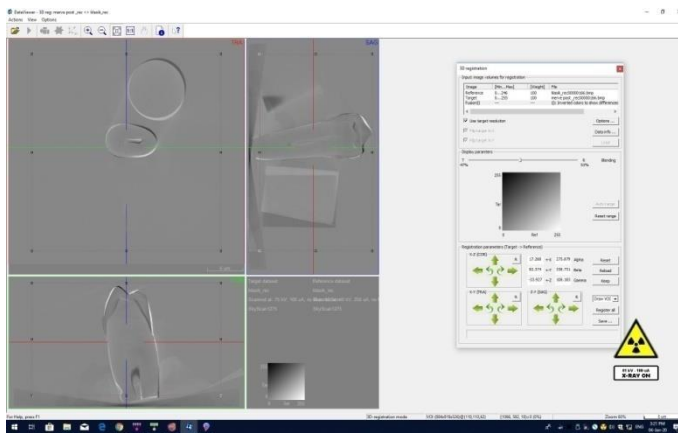
Rekonstrükte edilen görüntüler DataView yazılımı (sürüm 1.5.6.2, SkyScan, Brüker, Belçika) kullanılarak üst üste bindirildi. Hava-toz sistemi ile uygulama yapılmış örneklerin farklı görüntülerini hizalamak için, uygulamadan etkilenen alandan uzak olan referans noktaları seçildi. Bu amaçla, uygulamadan önce çekilen dişlerin görüntüsü ve bu dişlerin insizal kenarları referans noktaları olarak kullanıldı. Hazırlanan uygulama öncesine ait diş görüntüsü (referans) (Resim 13) ve uygulama sonrasına ait diş görüntüsü (hedef) (Resim 14) üst üste bindirildi (Resim 15) ve bunu takiben her iki dişin farklı alanlarından bir çıkarma görüntüsü (diff) oluşturdu. Bu görüntü, hava-toz sistemi uygulandıktan sonraki alanın değişimini temsil etmekteydi.



Resim 13. Referans görüntü.



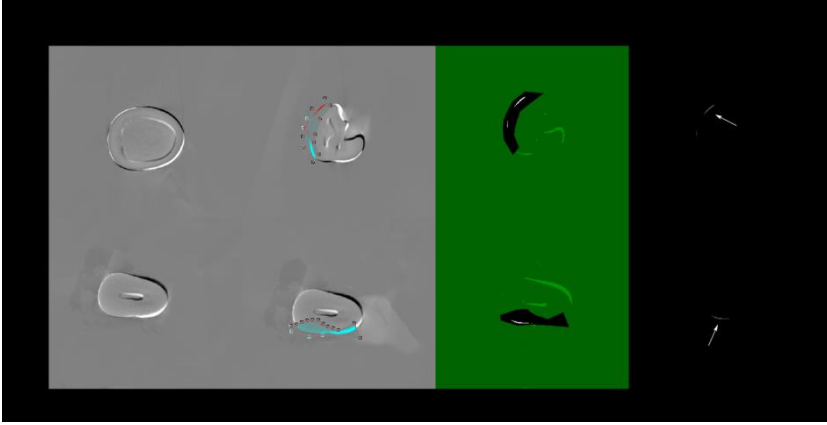
Resim 14. Hedef görüntü.



Resim 15. Referans görüntü ve hedef görüntünün çakıştırılması.

Elde edilen 16 bit gri görüntüler analiz için CTan (versiyon 1.18.4.0) yazılımına aktarıldı. CTan programında her diş ayrı ayrı analiz edildi. Rekonstrüksiyonla elde edilen uygulama öncesi (referans) görüntülere, diff görüntüler ile birlikte adaptif interpolization (interpolarided) uygulanarak her diş için ayrılan bölgelerde Region of Interest (ROI) seçildi ve tüm bölgeler ayrı ayrı incelendi. Her bir dişin uygulama yapılan dört yüzeyi için defekt alanlarının derinliği, hacmi ve demineralizasyon derinliği hesaplandı (Resim 16).

NRecon ile elde edilen ve CTan programına atılan görüntüler üzerinde; en düşük limit 20'den 255'e kadar ve en yüksek limit ise spektrumun en parlak noktası olacak şekilde her bir görüntü için ayrı ayrı thresholding işlemi yapıldı. Thresholding işlemi için Multi-Level Otsu metodu tercih edildi. Elde edilen sayısal veriler Microsoft Office Excel® (2016, Microsoft®, ABD) yazılımına aktarılarak istatistiksel analizler için hazır hale getirildi.



Resim 16. ROI'lerin seçimi ve analizi.

5.8. Mikro-BT'de Taranmış Örneklerin Mineral Yoğunluk Ölçümleri

Her bir diş için adaptif interpolarizasyon (interpolarided) uygulanarak seçilen alandaki farklı ROI'ler, mineral yoğunluk ölçümü için belirlendi ve her bir dişin uygulama öncesi ve uygulama sonrası mineral yoğunluk oranları hesaplandı.

Manuel olarak belirlenen ROI'ler sadece mineyi ve sementi içine alacak şekilde yerleştirildi. Diğer bölgeler ise ROI seçiminin dışında bırakıldı. ROI'lerin hazırlanmasından sonra, ortalama gri değer ve yoğunluk analizlerinin yapılabilmesi için ROI'ler orijinal görüntüden çıkarıldı. CTan programı kullanılarak yapılan çıkarma işlemi sonrasında, sadece incelenmek istenilen alan kalacak şekilde görüntü elde edildi. Seçilen ROI'lerde daha sonra CTan programı aracılığıyla mineral yoğunluğu (gHAp cm^{-3}) hesaplamaları yapıldı. Mineral yoğunlukları, HAp kalibrasyon için 0,25 ve 0,75 gHAp cm^{-3} kübik fantomlar tarama alanına yerleştirilerek ve bunların yardımıyla oluşturulan kalibrasyon eğrisi kullanılarak program tarafından otomatik olarak hesaplandı. Daha sonra ROI'lerin yoğunlukları karşılaştırıldı. Elde edilen bu sayısal veriler Microsoft Office Excel® (2016, Microsoft®, ABD) yazılımına aktararak istatistiksel analizlere hazır hale getirildi.

5.9. İstatistiksel Değerlendirme

Sürekli değişkenleri tanımlamak için tanımlayıcı istatistikler kullanıldı (ortalama, standart sapma, minimum, maksimum, medyan). Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen ikiden fazla değişkenin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapıldı. Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırılması Mann Whitney U testi ile yapıldı. Bağımlı ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırılması Wilcoxon testi ile yapıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlendi. Analizler MedCalc Statistical Software version

12.7.7 (MedCalc Software bvba, Ostend, Belçika; <http://www.medcalc.org>; 2013) programı kullanılarak gerçekleştirildi.

6. BULGULAR

Çalışma için toplam 48 adet örnek hazırlandı. Örneklerin %71'si keser diş, %17'si premolar diş, %12'si kanin dişinden oluşmaktaydı. Örnekler rastgele üç gruba ayrıldı. Grup I'e (n=16) sodyum bikarbonat, Grup II'ye (n=16) glisin, Grup III'e (n=16) eritritol bazlı aşındırıcı tozla uygulama yapıldı. Taramalar esnasında defektli olduğu farkedilen dişler çalışmadan çıkarıldı. Örneklerin çıkarılmasından sonra Grup I'deki örnek sayısı 15'e, Grup II'deki örnek sayısı 12'ye, Grup III'teki örnek sayısı da 14'e düştü.

6.1. Defekt Derinliği

Üç farklı tozun, orta ve maksimum (maks) güç ayarında, mine ve sementte meydana getirdiği defekt derinliğine ait istatistiksel veriler Tablo 3'te gösterilmektedir.

Tablo 3. Çalışma gruplarına ait defekt derinliği verileri

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	Toplam (n=41)
Mine (güç orta)^{a, b}	69,09 ± 9,86 72,6 (53,16-87,47)	46,84 ± 3,85 46,9 (41,12-53,17)	35,26 ± 4,39 33,59 (30,34-43,23)	51,03 ± 16,09 46,93 (30,34-87,47)
Mine (güç maks)^{a, b}	97,75 ± 10,82 98,83 (75,92-115,93)	70,23 ± 7,05 69,2 (62,02-84,47)	50,93 ± 7,26 47,48 (42,61-66,83)	73,71 ± 21,76 69,67 (42,61-115,93)
Sement (güç orta)^{a, b}	102,9 ± 18,95 100,02 (79,61-139,75)	51,48 ± 5,14 53,01 (42,05-59,73)	65,37 ± 10,54 65,3 (38,4-79,41)	75,04 ± 25,68 66,96 (38,4-139,75)
Sement (güç maks)^{a, b}	134,55 ± 24,03 140,12 (85,48-168)	72,32 ± 5,51 71,88 (61,9-80,96)	70,67 ± 12,47 71,92 (42,32-87,04)	94,53 ± 34,77 78,94 (42,32-168)

^a: µm, ^b: ort ± SS, med. (min-maks)

Grup I, II ve III'ün minedeki ortalama defekt derinliği değerleri, orta güç ayarı için sırasıyla 69,09 ± 9,86 µm, 46,84 ± 3,85 µm, 35,26 ± 4,39 µm; maksimum güç ayarı için ise 97,75 ± 10,82 µm, 70,23 ± 7,05 µm, 50,93 ± 7,26 µm olarak hesaplanmıştır. Grup I, Grup II ve Grup III arasında minede, orta ve maksimum güç ayarındaki defekt derinliği ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlenmiştir ($p < 0,05$, Tablo 4). Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, Grup II'nin defekt derinliği ortalaması minede hem orta güç ayarında hem de maksimum güç ayarında Grup I'den istatistiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur ($p < 0,016$). Grup III'ün defekt derinliği ortalaması minede, hem orta güç ayarında hem de maksimum güç ayarında Grup I ve Grup II'den istatistiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur ($p < 0,016$, Tablo 5).

Grup I, II ve III'ün sementteki ortalama defekt derinliği değerleri, orta güç ayarı için sırasıyla 102,9 ± 18,95 µm, 51,48 ± 5,14 µm, 65,37 ± 10,54 µm; maksimum güç

ayarı için ise $134,55 \pm 24,03 \mu\text{m}$, $72,32 \pm 5,51 \mu\text{m}$, $70,67 \pm 12,47 \mu\text{m}$ olarak hesaplanmıştır. Grup I, Grup II ve Grup III arasında, sementteki orta güç ve maksimum güç ayarındaki defekt derinliği ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$, Tablo 4).

Tablo 4. Defekt derinliği değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması*

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	p
Mine (güç orta)^{a, b}	$69,09 \pm 9,86$ 72,6 (53,16-87,47)	$46,84 \pm 3,85$ 46,9 (41,12-53,17)	$35,26 \pm 4,39$ 33,59 (30,34-43,23)	<0,001
Mine (güç maks.)^{a, b}	$97,75 \pm 10,82$ 98,83 (75,92-115,93)	$70,23 \pm 7,05$ 69,2 (62,02-84,47)	$50,93 \pm 7,26$ 47,48 (42,61-66,83)	<0,001
Sement (güç orta)^{a, b}	$102,9 \pm 18,95$ 100,02 (79,61-139,75)	$51,48 \pm 5,14$ 53,01 (42,05-59,73)	$65,37 \pm 10,54$ 65,3 (38,4-79,41)	<0,001
Sement (güç maks.)^{a, b}	$134,55 \pm 24,03$ 140,12 (85,48-168)	$72,32 \pm 5,51$ 71,88 (61,9-80,96)	$70,67 \pm 12,47$ 71,92 (42,32-87,04)	<0,001

*Kruskal Wallis test $p < 0,05$, ^a: μm , b: ort $\pm$ SS, med., (min-maks)

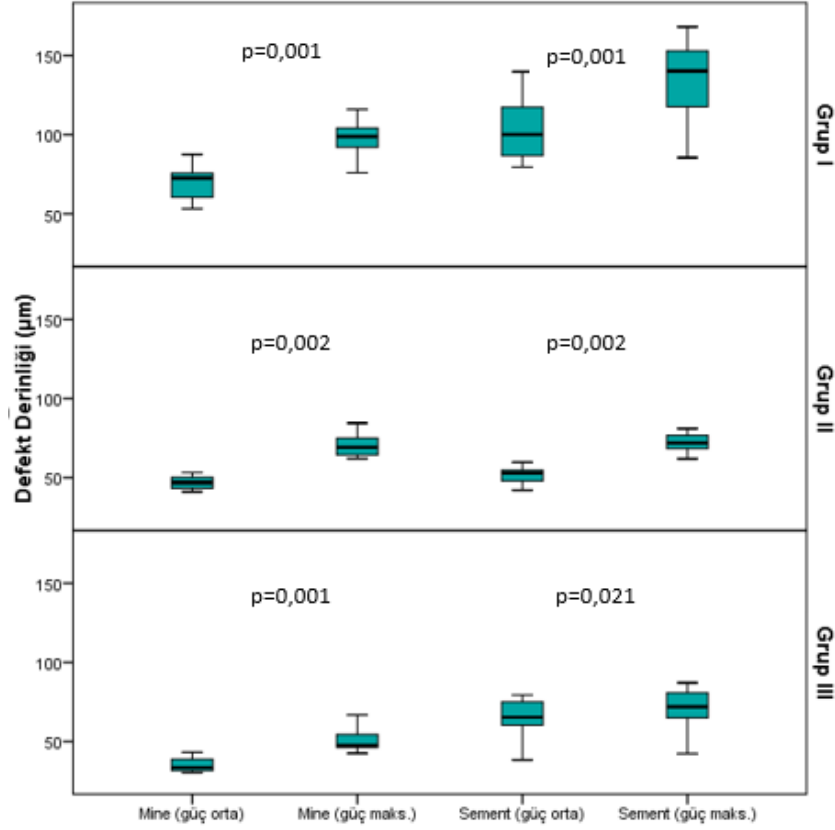
Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, sementte Grup II ve Grup III'ün defekt derinliği ortalaması hem orta güç ayarında hem de maksimum güç ayarında Grup I'in defekt derinliği ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur ($p < 0,016$). Grup III'ün defekt derinliği ortalaması, sementte orta güç ayarında Grup II'nin defekt derinliği ortalamasından yüksek bulunmuştur ($p < 0,016$). Maksimum güç ayarında Grup II ve Grup III arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0,016$, Tablo 5).

Tablo 5. Defekt derinliğinin post-hoc ikili karşılaştırması ile değerlendirilmesi*

	Grup I vs. II	Grup I vs. III	Grup II vs. III
Mine (güç orta)	<0,001	<0,001	<0,001
Mine (güç maks.)	<0,001	<0,001	<0,001
Sement (güç orta)	<0,001	<0,001	<0,001
Sement (güç maks.)	<0,001	<0,001	0,899

*Mann-Whitney U test $p < 0,016$ Bonferroni düzeltmesi

Şekil 1’de gösterildiği gibi tüm gruplarda hem mine de hem de sementte orta güç ayarındaki defekt derinliği ortalamaları ile maksimum güç ayarındaki defekt derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Orta güç defekt derinliği ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı daha düşüktür ($p<0,05$).

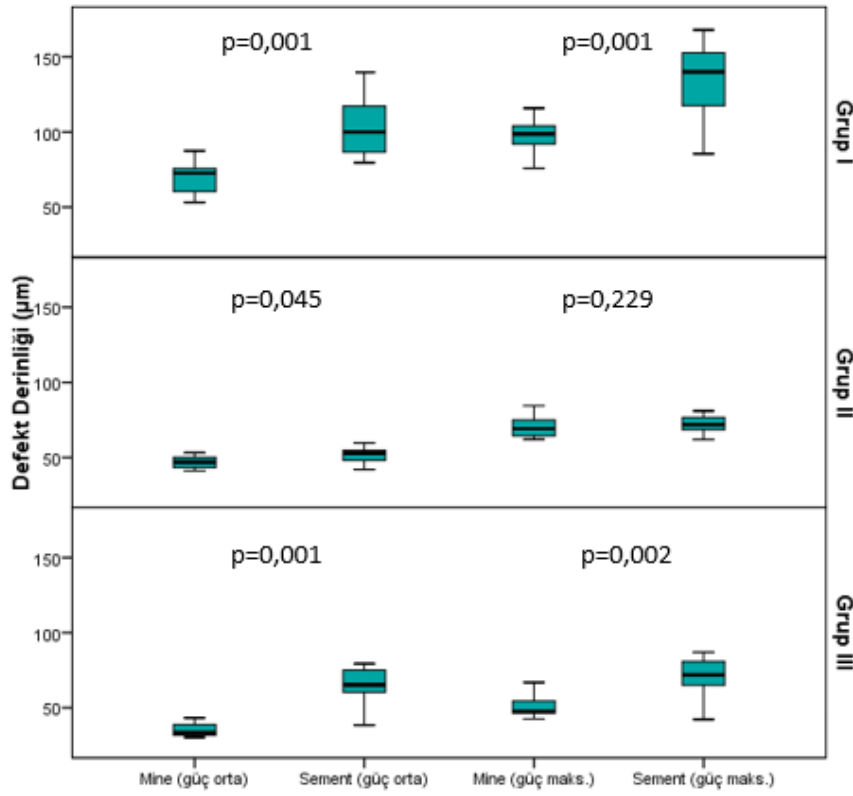


Şekil 1. Orta ve maksimum güçteki defekt derinliği değerlerinin karşılaştırılması.*

*Wilcoxon test $p<0,05$

Tüm gruplarda orta güç ayarında mine ve sementteki defekt derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Sementteki defekt derinliği ortalamaları, minedeki defekt derinliği ortalamalarından daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$, Şekil 2).

Grup I ve Grup III’te maksimum güç ayarında mine ve sementteki defekt derinliği ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Sementteki defekt derinliği ortalaması daha yüksektir ($p<0,05$). Grup II’de maksimum güç ayarında, mine ve sementteki defekt derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$, Şekil 2).



Şekil 2. Mine ve sementteki defekt derinliği değerlerinin karşılaştırılması*

*Wilcoxon test $p < 0,05$

6.2. Defekt Hacmi

Üç farklı tozun, iki farklı güç ayarında minedeki ve sementteki defekt hacmi değerlerine ait istatistiksel veriler Tablo 6’da gösterilmektedir.

Tablo 6. Çalışma gruplarına ait defekt hacmi verileri

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	Toplam (n=41)
Mine (güç orta)^{a, b}	0,026 ± 0 0,02 (0,02-0,03)	0,019 ± 0 0,02 (0,02-0,03)	0,023 ± 0,01 0,02 (0,01-0,04)	0,02 ± 0,01 0,02 (0,01-0,04)
Mine (güç maks)^{a, b}	0,05 ± 0,01 0,05 (0,03-0,08)	0,03 ± 0,01 0,03 (0,01-0,04)	0,04 ± 0,01 0,03 (0,01-0,05)	0,04 ± 0,01 0,04 (0,01-0,08)
Sement (güç orta)^{a, b}	0,026 ± 0,01 0,03 (0,01-0,04)	0,021 ± 0,01 0,02 (0,01-0,04)	0,017 ± 0,01 0,02 (0,01-0,04)	0,02 ± 0,01 0,02 (0,01-0,04)
Sement (güç maks)^{a, b}	0,09 ± 0,12 0,06 (0,03-0,51)	0,08 ± 0,13 0,05 (0,03-0,5)	0,05 ± 0,02 0,05 (0,02-0,08)	0,07 ± 0,1 0,05 (0,02-0,51)

^a: mm³, ^b: ort ± SS, med., (min-maks)

Grup I, II ve III'ün minedeki ortalama defekt hacmi değerleri, orta güç ayarı için sırasıyla $0,026 \pm 0 \text{ mm}^3$, $0,019 \pm 0 \text{ mm}^3$, $0,023 \pm 0,01 \text{ mm}^3$; maksimum güç ayarı için ise $0,05 \pm 0,01 \text{ mm}^3$, $0,03 \pm 0,01 \text{ mm}^3$, $0,04 \pm 0,01 \text{ mm}^3$ olarak hesaplanmıştır. Grup I, Grup II ve Grup III arasında yapılan karşılaştırmada, minede orta güç ayarındaki ve minede maksimum güç ayarındaki defekt hacmi ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$, Tablo 7). Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; minede hem orta hem de maksimum güç ayarında Grup II ve Grup I arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür. Grup II'nin defekt hacmi ortalamaları daha düşüktür ($p < 0,016$). Her iki güç ayarında da Grup I ve Grup III, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,016$, Tablo 8).

Tablo 7. Defekt hacmi değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması*

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	p
Mine (güç orta)^{a, b}	$0,026 \pm 0$ 0,02 (0,02-0,03)	$0,019 \pm 0$ 0,02 (0,02-0,03)	$0,023 \pm 0,01$ 0,02 (0,01-0,04)	0,011
Mine (güç maks)^{a, b}	$0,05 \pm 0,01$ 0,05 (0,03-0,08)	$0,03 \pm 0,01$ 0,03 (0,01-0,04)	$0,04 \pm 0,01$ 0,03 (0,01-0,05)	0,008
Sement (güç orta)^{a, b}	$0,026 \pm 0,01$ 0,03 (0,01-0,04)	$0,021 \pm 0,01$ 0,02 (0,01-0,04)	$0,017 \pm 0,01$ 0,02 (0,01-0,04)	0,007
Sement (güç maks)^{a, b}	$0,09 \pm 0,12$ 0,06 (0,03-0,51)	$0,08 \pm 0,13$ 0,05 (0,03-0,5)	$0,05 \pm 0,02$ 0,05 (0,02-0,08)	0,006

*Kruskal Wallis test $p < 0,05$, ^a : mm^3 , ^b: ort $\pm$ SS, med., (min-maks)

Grup I, II ve III'ün sementteki ortalama defekt hacmi değerleri, orta güç ayarı için sırasıyla $0,026 \pm 0,01 \text{ mm}^3$, $0,021 \pm 0,01 \text{ mm}^3$, $0,017 \pm 0,01 \text{ mm}^3$; maksimum güç ayarı için ise $0,09 \pm 0,12 \text{ mm}^3$, $0,08 \pm 0,13 \text{ mm}^3$, $0,05 \pm 0,02 \text{ mm}^3$ olarak hesaplanmıştır. Grup I, Grup II ve Grup III arasında yapılan karşılaştırmada, sementte orta güç ayarındaki ve sementte maksimum güç ayarındaki defekt hacmi ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p < 0,05$, Tablo 7). Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; sementte hem orta güç ayarındaki hem de maksimum güç ayarındaki Grup III'ün defekt hacmi ortalamaları ile Grup I'in defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. Grup III'ün defekt hacmi ortalamaları daha düşüktür ($p < 0,016$). Sementte hem orta güç hem de maksimum

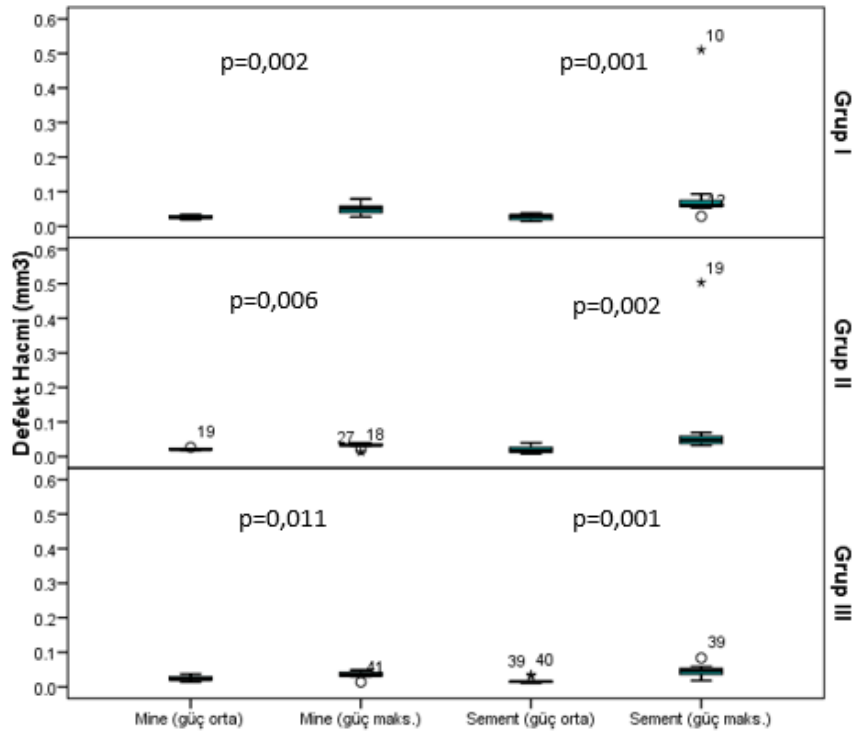
güç ayarında Grup I ve Grup II, Grup II ve Grup III arasında defekt hacmi ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,016$, Tablo 8).

Tablo 8. Defekt hacminin post-hoc ikili karşılaştırması ile değerlendirilmesi*

	Grup I vs. II	Grup I vs. III	Grup II vs. III
Mine (güç orta)	0,001	0,093	0,403
Mine (güç maks)	0,004	0,020	0,347
Sement (orta güç)	0,028	0,001	0,742
Sement (güç maks)	0,019	0,002	0,742

*Mann-Whitney U test $p<0,016$ Bonferroni düzeltmesi

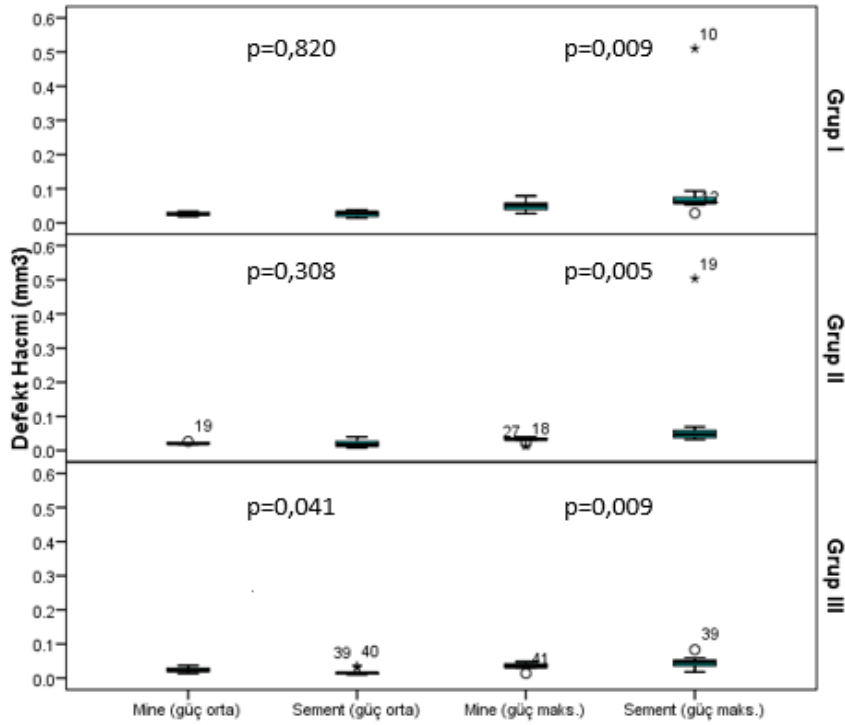
Şekil 3'te gösterildiği gibi tüm gruplarda, hem minede hem de sementte orta güç ayarındaki defekt hacmi ortalamaları ile maksimum güç ayarındaki defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Orta güçteki defekt hacmi ortalamaları daha düşüktür ($p<0,05$).



Şekil 3. Orta ve maksimum güçteki defekt derinliği değerlerinin karşılaştırılması.*

*Wilcoxon test $p<0,05$

Grup I ve Grup II’de, orta güç ayarındaki mine ve sementteki defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Grup III’de ise orta güç ayarında, mine ve sementteki defekt hacmi ortalamaları arasında anlamlı fark gözlenmiştir. Minedeki defekt hacmi ortalaması daha yüksektir ($p<0,05$). Tüm gruplarda maksimum güç ayarında mine ve sementteki defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir. Sementteki defekt hacmi ortalamalarının daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,05$, Şekil 4).



Şekil 4. Mine ve sementteki defekt hacmi değerlerinin karşılaştırılması*

*Wilcoxon test $p<0,05$

6.3. Demineralizasyon Derinliği

Üç farklı tozun, iki farklı güç ayarında mine ve sementte neden olduğu demineralizasyon derinliğine ait istatistiksel veriler Tablo 9’da gösterilmektedir.

Tablo 9. Çalışma gruplarına ait demineralizasyon derinliği verileri

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	Toplam (n=41)
Mine (güç orta)^{a, b}	21,17 ± 20,52 16,96 (0-61,26)	24,28 ± 37,33 14,21 (0-126,06)	19,25 ± 11,48 19,28 (0-38,62)	21,42 ± 24,03 17,08 (0-126,06)
Mine (güç maks)^{a, b}	33,31 ± 19,28 36,25 (0-62,18)	29,77 ± 38,59 18,61 (0-130,26)	24,34 ± 13,99 25,37 (0-43,38)	29,21 ± 24,86 26,64 (0-130,26)
Sement (güç orta)^{a, b}	30,14 ± 21,63 29,6 (0-58,02)	14,15 ± 20,28 10,75 (0-70,66)	22,01 ± 14,7 24,61 (0-47,63)	22,68 ± 19,75 21,64 (0-70,66)
Sement (güç maks)^{a, b}	43,71 ± 22,16 44,18 (12,18-100,08)	25,65 ± 23,44 20,83 (0-80,26)	28,04 ± 16,67 31,58 (0-53,26)	33,07 ± 21,94 33,32 (0-100,08)

^a: μm , ^b: ort ± SS, med., (min-maks)

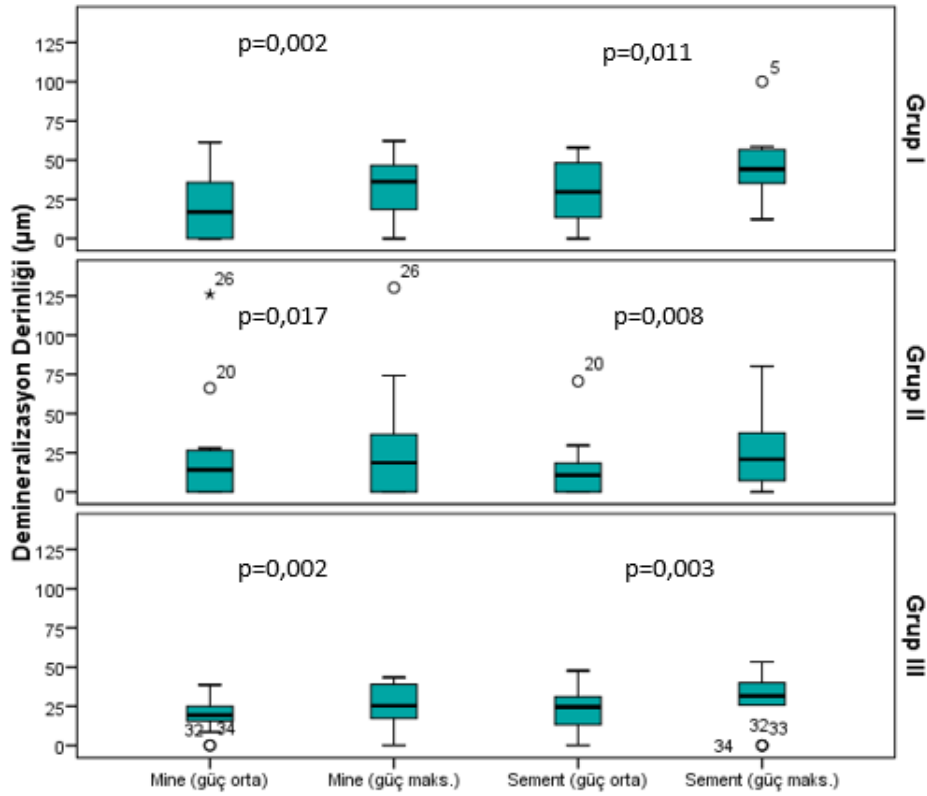
Grup I, II ve III'ün minedeki ortalama demineralizasyon derinliği değerleri, orta güç ayarı için sırasıyla 21,17 ± 20,52 μm , 24,28 ± 37,33 μm , 19,25 ± 11,48 μm ; maksimum güç ayarı için ise 33,31 ± 19,28 μm , 29,77 ± 38,59 μm , 24,34 ± 13,99 μm olarak hesaplanmıştır. Grup I, Grup II ve Grup III arasında, minede orta güç ayarındaki ve minede maksimum güç ayarındaki demineralizasyon derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$, Tablo 10).

Tablo 10. Demineralizasyon derinliği değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması *

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	p
Mine (güç orta)^{a, b}	21,17 ± 20,52 16,96 (0-61,26)	24,28 ± 37,33 14,21 (0-126,06)	19,25 ± 11,48 19,28 (0-38,62)	0,762
Mine (güç maks)^{a, b}	33,31 ± 19,28 36,25 (0-62,18)	29,77 ± 38,59 18,61 (0-130,26)	24,34 ± 13,99 25,37 (0-43,38)	0,325
Sement (güç orta)^{a, b}	30,14 ± 21,63 29,6 (0-58,02)	14,15 ± 20,28 10,75 (0-70,66)	22,01 ± 14,7 24,61 (0-47,63)	0,091
Sement (güç maks)^{a, b}	43,71 ± 22,16 44,18 (12,18-100,08)	25,65 ± 23,44 20,83 (0-80,26)	28,04 ± 16,67 31,58 (0-53,26)	0,035

*Kruskal Wallis test $p<0,05$, ^a: μm , ^b: ort ± SS, med., (min-maks)

Tüm gruplarda minede, orta güç ayarındaki demineralizasyon derinliği ortalamaları ile maksimum güç ayarındaki demineralizasyon derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Orta güç ayarındaki demineralizasyon derinliği ortalamaları daha düşüktür ($p<0,05$, Şekil 5).



Şekil 5. Orta ve maksimum güçteki demineralizasyon derinliklerinin karşılaştırılması.*
*Wilcoxon test $p < 0,05$

Grup I, II ve III'ün sementteki ortalama demineralizasyon derinliği değerleri, orta güç ayarı için sırasıyla $30,14 \pm 21,63 \mu\text{m}$, $14,15 \pm 20,28 \mu\text{m}$, $22,01 \pm 14,7 \mu\text{m}$; maksimum güç ayarı için ise $43,71 \pm 22,16 \mu\text{m}$, $25,65 \pm 23,44 \mu\text{m}$, $28,04 \pm 16,67 \mu\text{m}$ olarak hesaplanmıştır. Grup I, Grup II ve Grup III arasında, semette orta güç ayarındaki demineralizasyon derinliği ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken ($p > 0,05$), maksimum güç ayarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0,05$, Tablo 10). Yapılan post-hoc ikili karşılaştırma analizinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0,016$). Yani, Grup I'in sementte, maksimum güç ayarında Grup I ve Grup II'den daha fazla demineralizasyona neden olduğu anlaşılmaktadır (Tablo 11).

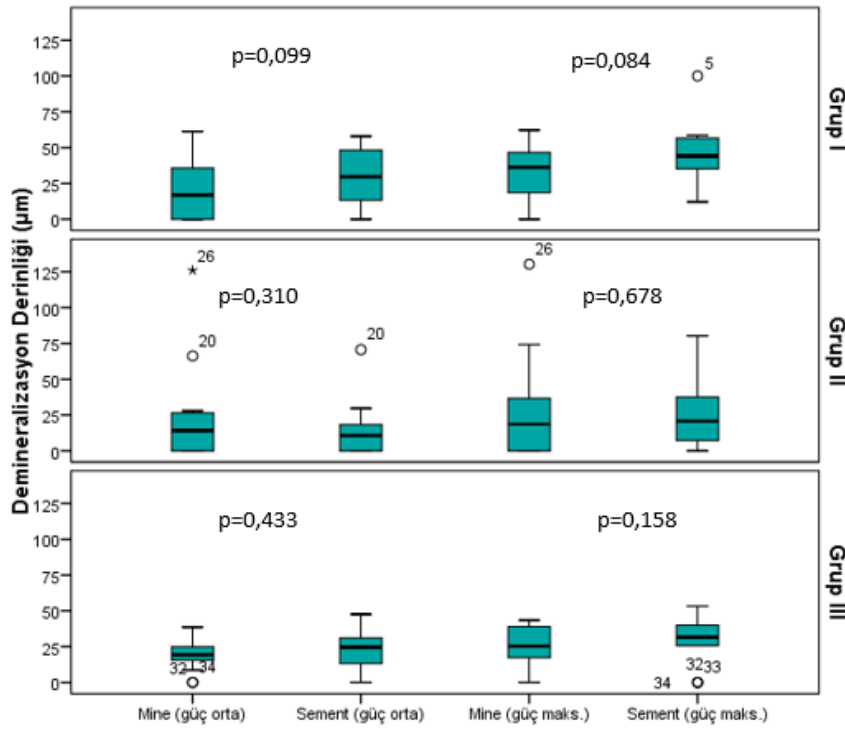
Tüm gruplarda sementte, orta güç ayarındaki demineralizasyon derinliği ortalamaları ile maksimum güç ayarındaki demineralizasyon derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Orta güçteki demineralizasyon derinliği ortalamaları daha düşüktür ($p < 0,05$, Şekil 5).

Tablo 11. Demineralizasyon derinliği değerlerinin post-hoc ikili karşılaştırması ile değerlendirilmesi*

	Grup I vs. II	Grup I vs. III	Grup II vs. III
Sement (güç maks)	0,047	0,018	0,527

* Mann-Whitney U test $p < 0,016$ Bonferroni düzeltmesi

Tüm gruplarda, aynı güç ayarında, mine ve sementteki demineralizasyon derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$, Şekil 6).



Şekil 6. Mine ve sementteki demineralizasyon derinliği değerlerinin karşılaştırılması.

*Wilcoxon test $p < 0,05$

6.4. Mineral Yoğunluğu

Grup I, Grup II ve Grup III'e ait uygulama öncesi ve uygulama sonrası mineral yoğunluğu değerleri Tablo 12'de gösterilmiştir.

Grup I, II ve III'teki örneklerin uygulama öncesi mineral yoğunluğu ortalamaları sırasıyla $2,85 \pm 0,03 \text{ g/cm}^3$, $2,87 \pm 0,05 \text{ g/cm}^3$, $2,85 \pm 0,04 \text{ g/cm}^3$; uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalamaları ise $2,36 \pm 0,06 \text{ g/cm}^3$, $2,65 \pm 0,05 \text{ g/cm}^3$, $2,66 \pm 0,02 \text{ g/cm}^3$ olarak hesaplanmıştır. Grupların uygulama öncesi mineral yoğunluğu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalamaları karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlenmiştir ($p<0,05$, Tablo 13).

Tablo 12. Mineral yoğunluğuna ait veriler

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	Toplam (n=41)
Uygulama öncesi^{a, b}	2,85 ± 0,03 2,85 (2,8-2,89)	2,87 ± 0,05 2,85 (2,82-2,99)	2,85 ± 0,04 2,84 (2,8-2,93)	2,85 ± 0,04 2,85 (2,8-2,99)
Uygulama sonrası^{a, b}	2,36 ± 0,06 2,37 (2,23-2,44)	2,65 ± 0,05 2,64 (2,56-2,75)	2,66 ± 0,02 2,66 (2,64-2,7)	2,55 ± 0,15 2,64 (2,23-2,75)

^a: g/cm³, ^b: ort ± SS, med., (min-maks)

Tablo 13. Mineral yoğunluğu değerlerinin gruplar arasında karşılaştırılması*

	Grup I (n=15)	Grup II (n=12)	Grup III (n=14)	p
Uygulama Öncesi^{a, b}	2,85 ± 0,03 2,85 (2,8-2,89)	2,87 ± 0,05 2,85 (2,82-2,99)	2,85 ± 0,04 2,84 (2,8-2,93)	0,632
Uygulama Sonrası^{a, b}	2,36 ± 0,06 2,37 (2,23-2,44)	2,65 ± 0,05 2,64 (2,56-2,75)	2,66 ± 0,02 2,66 (2,64-2,7)	<0,001

*Kruskal Wallis test $p<0,05$, ^a: g/cm³, ^b: ort ± SS, med., (min-maks)

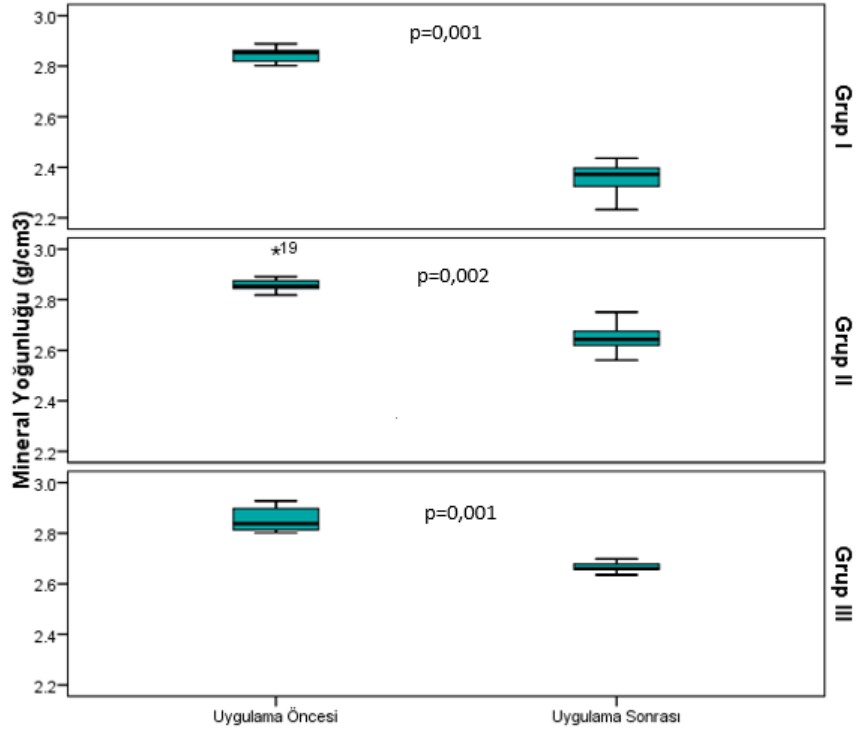
Yapılan post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre Grup I ve Grup II, Grup I ve Grup III arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (Tablo 14). Grup I'e ait örneklerin uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalaması, Grup II ve Grup III'e ait örneklerin uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalamasından düşüktür ($p<0,016$). Grup II ve Grup III'e ait örneklerin uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,016$).

Tablo 14. Mineral yoğunluğu değerlerinin post-hoc ikili karşılaştırması

	Grup I vs. II	Grup I vs. III	Grup II vs. III
Uygulama Sonrası	<0,001	<0,001	0,085

* Mann-Whitney U test $p<0,016$ Bonferroni düzeltmesi

Tüm gruplarda uygulama öncesi mineral yoğunluğu değerleri ile uygulama sonrası mineral yoğunluğu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlenmiştir. Uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalamaları, uygulama öncesi mineral yoğunluğu ortalamalarından düşüktür ($p<0,05$, Şekil 7)



Şekil 7. Mineral yoğunluğu değerlerinin grup içi karşılaştırılması*
*Wilcoxon test $p < 0,05$

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Dental plak, periodontal hastalıkların major etiyolojik nedenidir (44). Hava-toz sistemleri de supragingival dental plağın ve renklenmelerin uzaklaştırılmasında kullanılan verimli ve etkili cihazlardır (82). Çalışmamızda yaygın olarak kullanılan sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz ile, abraziv özelliklerinin düşüklüğü ile ön plana çıkan glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozların, mine ve ağız ortamına açık kök yüzeyinde meydana getirdiği defekt derinliği, defekt hacmi, demineralizasyon derinliği ve mineral yoğunluğundaki değişim değerlendirilmiştir.

Literatürde hava-toz sistemlerinin mine (84, 90, 95, 99, 120, 137-140), dentin (89, 91, 94, 141, 142) ve kök yüzeyi (85, 90, 92, 97, 99-101, 116, 119, 124, 140, 143, 144) üzerindeki etkilerini değerlendiren çalışmalar mevcuttur. Çalışmalarda kullanılacak dişler için, çürüksüz olması, kök yüzeyinde çekime veya işlemlere bağlı defekt bulunmaması, diş taşı bulunmaması gibi farklı dahil edilme kriterleri belirlenmiştir. Çalışmamıza da kök yüzeyi ağız ortamına açık hale gelmiş, çalışmadan bağımsız olarak çekim endikasyonu bulunan, çürük, kanal tedavisi, restorasyon ve çekime bağlı defekt bulunmayan tek köklü dişler dahil edilerek, hava-toz sistemlerinin hem mine, hem de ağız ortamına açık kök yüzeyindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Hava-toz sistemlerinin diş sert dokularına etkisini değerlendiren çalışmalarda örnekler uygulama öncesi pomza ve parlatma fırçaları (85, 116, 124), aşındırıcıyla birlikte parlatma lastiği (97), ultrasonik kazıyıcı (101, 140, 143), kuru gazlı bezle (90, 100) ile temizlenmiştir. Bir çalışmada uygulama öncesi küretle kazıma yapılmış (142), farklı çalışmalarda ise diş yüzeyine zımpara (89, 91, 94, 141) uygulanmıştır. Çalışmamızda hava-toz uygulamasından önce çekilmiş diş üzerindeki yumuşak dokular ve eklentiler nemli gazlı bezle, diş taşları da ultrasonik kazıyıcıyla (Woodpecker Medical Instrument Co.,Ltd. Guilin/Çin) uzaklaştırılmıştır.

Başlığın ucu ile yüzey arasındaki mesafe, uygulama açısı, uygulama süresi, cihazın hava basıncı, cihazdan çıkan su miktarı, cihazın modeli hava-toz sistemlerinin dişin sert dokuları üzerindeki etkisini değiştirmektedir (82). Literatürdeki in vitro çalışmalarda uygulama açısı, uygulama mesafesi, uygulama süresi çalışmalar arasında farklılık göstermektedir. Çalışmaların büyük bir kısmında başlık ve diş, standart bir uygulama gerçekleştirebilmek amacıyla sabitlenmiştir (84, 85, 89, 90, 94, 100, 124). Bazı çalışmalarda ise, uygulama esnasında başlık el ile hareket ettirilerek klinik

uygulama taklit edilirken (92, 101, 139), iki çalışmada mekanik düzenek ile hareketlilik sağlandığı (95, 116) görülmüştür. Çalışmamızda mesafe ve açı, firma önerileri dikkate alınarak belirlenmiş ve uygulamalar 5 mm mesafeden, 5 sn süresince 60⁰ açıyla gerçekleştirilmiştir. Tüm uygulamalarda standardizasyonun sağlanması amacıyla başlığın ve örneğin sabitlenmiş olması, bu açıdan, çalışmamızın güçlü yanlarından biridir.

Literatürdeki çalışmaların birçoğu hava-toz sistemiyle yapılan uygulamaların neden olduğu defekt derinliğini ve defekt hacmini (85, 89, 91, 92, 94, 116, 124, 125) değerlendirmiştir. Uzaklaştırılan diş dokusu miktarını (90, 97, 101, 141), yüzey pürüzlülüğünü (140, 143, 145) değerlendiren ve yüzeyin pürüzsüzlüğünü ve temizliğini skorlayan çalışmalar da mevcuttur (120). İncelemeler; çıplak göz (90), SEM (90, 92, 95, 99, 100, 120, 125, 137, 139, 140, 142, 144), profilometri (95, 119, 125, 137, 139, 142-144), elektron prob mikroanaliz cihazı (70, 89, 94), konfokal lazer taramalı mikroskop (91), ışık mikroskobu (100, 101, 137), üç boyutlu lazer tarayıcı (84, 85, 116, 124) ve mikro-BT (92) ile yapılmıştır. Defekt derinliği ve defekt hacmini değerlendirmek için elektron prob mikroanaliz cihazı, konfokal lazer taramalı mikroskop, üç boyutlu lazer tarayıcı, profilometri ve mikro-BT cihazları kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda hesaplamalar, uygulama yapılmayan yüzeyi referans alarak (89, 91) veya uygulama öncesi ve sonrası görüntüleri karşılaştırarak (85, 92, 116, 124) yapılmıştır. Üç boyutlu lazer tarayıcı, uygulama öncesi ve sonrası görüntüleri karşılaştırarak, iki görüntü arasındaki farkın tespit edilmesine olanak sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. Fakat, diş gibi reflektör yüzeylerin görüntülenmesinde başarısı düşmektedir. Lazer ışının diş, metal, seramik gibi yüzeylerde saçılması, çözünürlük kaybına neden olmaktadır (146). Bu nedenle örneklerden uygulama öncesi ve sonrası silikon ölçü alarak alçı replikaların oluşturulması gerekmektedir.

Çalışmamızda değerlendirmeler, yüksek çözünürlüklü, detaylı görüntülerin diş işlem uygulamadan elde edilebilmesi ve uygulama öncesi ve sonrası görüntülerin karşılaştırılmasıyla meydana gelen değişikliklerin daha hassas ve doğru hesaplanabilmesine imkan sağladığı için mikro-BT ile yapılmıştır. Mikro-BT cihazları, çoğunlukla akademik ve endüstriyel araştırma laboratuvarlarında kullanılan ve diş ve kemik gibi mineralize dokuların da incelenmesine olanak sağlayan cihazlardır. Örnek herhangi bir işleme tabi tutulmadan doğrudan mikro-BT ile taranabilmektedir (135).

Mikro-BT'lerin voksel boyutlarının 5-10 μm^3 olması yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmesini sağlar (129, 130). Elde edilen uygulama öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırılarak, uygulama ile meydana gelen değişikliklerin hassas bir şekilde saptanmasına olanak tanır. Çalışmamızda mikro-BT ile defekt derinliği, defekt hacmi, demineralizasyon derinliği ve mineral yoğunluğu hesaplanmıştır. Çalışmamız, hava-toz uygulamaları sonrası meydana gelen demineralizasyon derinliğini ve dişin mineral yoğunluğundaki değişimi değerlendiren ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır.

Diş hekimliğinde hava-toz sistemlerinde kullanılan aşındırıcı tozlar, sodyum bikarbonat, alüminyum trihidroksit, glisin, kalsiyum karbonat, kalsiyum sodyum fosfosilikat ve eritritol gibi birçok farklı içeriğe sahiptir (95). Aşındırıcı tozların formülasyonları, partikül boyutları için belirlenmiş standartlar bulunmamaktadır. Aynı temel bileşene sahip aşındırıcı tozlar, üreticiden üreticiye farklılıklar gösterebilmektedir (95).

Sodyum bikarbonat, diş hekimliğinde en çok kullanılan aşındırıcı tozdur. Ancak, kök yüzeyinde (85, 92, 97, 100, 101, 142) ve restoratif materyallerde (84, 102, 103) abrazyona neden olması, aşındırıcı özelliği düşük tozların geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Bu amaçla, önce glisin, sonrasında da eritritol bazlı aşındırıcı tozlar kullanıma sunulmuştur. Bu tozların diş sert dokuları üzerindeki etkilerini değerlendiren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, 65 μm partikül büyüklüğüne sahip sodyum bikarbonat, 25 μm partikül büyüklüğüne sahip glisin ve 14 μm partikül büyüklüğüne sahip eritritol bazlı aşındırıcı toz kullanılmıştır.

Hava-toz sistemlerinin mine yüzeyindeki etkileri, çıplak gözle (90), SEM'le (95, 137, 139, 140, 144) veya ışık mikroskobuyla (137) değerlendirilmiştir. Bazı araştırmalarda profilometri ile pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır (95, 137, 139, 144). Literatürde hava-toz uygulamalarının mine yüzeyinde meydana getirdiği defekt derinliği, defekt hacmi ve demineralizasyon derinliğini bildiren çalışma bulunmamaktadır. Çalışmalarda daha çok sodyum bikarbonat ile yapılan hava-toz uygulamalarının mine yüzeyine (90, 95, 137-140, 144) etkisi değerlendirilmiştir. Glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozlar kullanılarak yapılan hava-toz uygulamalarının mine yüzeyindeki etkisini değerlendiren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (95, 120). Bu açıdan da çalışmamız, literatüre katkı sağlayacak niteliktedir.

Çalışmamız sonucunda, her iki güç ayarında da üç tozun minedeki defekt derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir. Defekt derinliği en yüksek olan aşındırıcı toz sodyum bikarbonattır (orta güç ayarı: $69,09 \pm 9,86 \mu\text{m}$ / maksimum güç ayarı: $97,75 \pm 10,82 \mu\text{m}$). Glisinin minedeki defekt derinliği ortalamaları, (orta güç ayarı: $46,84 \pm 3,85 \mu\text{m}$ / maksimum güç ayarı: $70,23 \pm 7,05 \mu\text{m}$), eritritolün ortalamalarından (orta güç ayarı: $35,26 \pm 4,39 \mu\text{m}$ / maksimum güç ayarı: $50,93 \pm 7,26 \mu\text{m}$) istatistiksel olarak anlamlı yüksek olmasına rağmen, aradaki matematiksel fark, her iki tozun da sodyum bikarbonatın ortalamalarıyla olan farkından düşüktür. Tozun partikül çapı, şekli ve sertliği aşındırıcı özelliğini belirlemektedir (82). Partikül şekli ve sertliği aşındırıcı özelliği etkileyen ana faktörlerdir (88, 93). Partikül boyutu ile ilgili veriler ise çelişkilidir. Küçük partikül boyutuna sahip aşındırıcı tozların daha fazla abrazyona neden olduğunu bildiren çalışmalar olduğu gibi (89, 94), aksini gösteren çalışmalar da mevcuttur (91, 92). Çalışmamızın sonuçlarına göre, sodyum bikarbonat tozunun en yüksek defekt derinliği ortalamalarına sahip olması, Mohs sertlik derecesinin ve partikül boyutunun eritritol ve glisinden büyük olmasıyla açıklanabilir. Eritritol ve glisinin Mohs sertlik derecesi aynı, partikül boyutları ise birbirine yakındır. Bu nedenle defekt derinliği ortalamaları arasındaki fark daha azdır.

Çalışmamızda, sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz (orta güç ayarı: $0,026 \pm 0 \text{ mm}^3$ / maksimum güç ayarı: $0,05 \pm 0,01 \text{ mm}^3$) ile eritritol bazlı aşındırıcı tozun (orta güç ayarı: $0,023 \pm 0,01 \text{ mm}^3$ / maksimum güç ayarı: $0,04 \pm 0,01 \text{ mm}^3$), glisin bazlı aşındırıcı toz (orta güç ayarı: $0,019 \pm 0 \text{ mm}^3$ / maksimum güç ayarı: $0,03 \pm 0,01 \text{ mm}^3$) ile eritritol bazlı aşındırıcı tozun minedeki defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozun orta ve maksimum güçte minedeki defekt hacmi ortalamaları, glisin bazlı aşındırıcı tozun ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur.

Literatürdeki çalışmalardan bazıları, sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozla yapılan hava-toz uygulamalarının mine yüzeyinde abrazyona ve pürüzlülüğe neden olduğunu bildirirken (137, 139, 140), bazıları ise intakt mine yüzeyinde değişikliğe yol açmadığını (90, 138, 144) ve renklenmeleri uzaklaştırmak için güvenli ve verimli olduğunu (96, 98) raporlamışlardır. Galloway ve Pashley (90), orta derecede su ayarı ve maksimum toz ayarında, 90° açıyla 5 mm uzaklıktan 60 sn boyunca yapılan hava-toz uygulamasından sonra minede çıplak gözle görünür bir değişiklik tespit etmemişlerdir.

Gerbo ve ark. (138), sığır dişleri kullanarak yaptıkları çalışmada profilometri ile minenin uygulama öncesi ve sonrası pürüzlülüğünü ölçmüşler, aynı zamanda SEM ile de yüzeyi değerlendirmişlerdir. Hava-toz uygulamasından sonra pürüzlülük değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmadığını ve SEM incelemelerinde uygulama sonrası yüzeyde bir değişiklik gözlenmediklerini bildirmişlerdir. Salami ve ark. (144) ise sodyum bikarbonat bazlı toz ile yapılan hava-toz uygulamalarının mine yüzeyinin pürüzlülüğünü değiştirmediklerini raporlamışlardır.

Willmann ve ark. (137), mine yüzeyine 1 cm mesafeden 90° açıyla, 15 sn süreyle yaptıkları uygulama sonrasında, mine yüzeyinde çıplak gözle görünür bir değişiklik gözlemlemediklerini, ışık mikroskobu ve SEM ile yapılan incelemelerde ise yüzeyin pürüzlü olduğunu bildirmişlerdir. Chowdhary ve ark. (140) ise fırça, parlatma lastiği ve sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz kullanılarak yapılan hava-toz sisteminin mine yüzeyinde meydana getirdiği mikrotopografik değişiklikleri SEM ile değerlendirmişlerdir. Hava-toz uygulamalarının mine yüzeyini diğer yöntemlerden daha fazla pürüzlendirdiğini raporlamışlardır. Castanho ve ark. (139), sodyum bikarbonat ile yapılan hava-toz uygulamasının mine yüzeyinde pürüzlülüğe neden olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da, daha önce yapılan çalışmaların sonuçlarına benzer olarak, sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz ile yapılan hava-toz uygulamalarının mine yüzeyinde defekte neden olduğu gösterilmiştir.

Barnes ve ark. (95), sodyum bikarbonat ve glisin bazlı aşındırıcı tozların mine yüzeyinde istatistiksel olarak anlamlı abraziv özellik gösterdiğini ve abraziv özellikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise mine yüzeyinde sodyum bikarbonat tozuyla meydana gelen defekt derinliği ve defekt hacmi glisin tozuyla meydana gelen defekt derinliği ve hacminden istatistiksel olarak anlamlı yüksek olduğu görülmüştür. Barnes ve ark.'nın çalışmasında kullandığı sodyum bikarbonat tozu, çalışmamızda kullanılan toz ile aynı partikül büyüklüğüne sahiptir, bununla birlikte, glisin bazlı tozun partikül büyüklüğü çalışmamızda kullanılan glisin tozundan büyüktür. Barnes ve ark. profilometri ile hava-toz uygulamaları sonucu meydana gelen pürüzlülüğü değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda ise mikro-BT cihazı kullanılarak defekt derinliği, defekt hacmi ve demineralizasyon derinliği değerlendirilmiştir. Çalışmaların materyal ve metodlarının farklı olması, sonuçlar arasında farklılıklara neden olmuş olabilir.

Camboni ve Donnet (120) ise eritritol bazlı aşındırıcı tozun mine yüzeyindeki etkisini SEM ile değerlendirmiştir ve eritritol bazlı aşındırıcı toz kullanılarak yapılan hava-toz uygulamasının mine yüzeyinde mikroskobik olarak gözlenebilen bir kusur oluşturmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları göz önünde bulundurulduğunda ise eritritol bazlı aşındırıcı toz, mine yüzeyinde defekte ve demineralizasyona neden olmaktadır. Camboni ve Donnet, su ayarı 11 LED, güç ayarı ise 6 LED olacak şekilde, 10 sn uygulama yapılmıştır. Çalışmamızda ise uygulamalar, güç ayarı 9 ve 17 LED, su ayarı ise 6 LED olacak şekilde 5 sn boyunca yapılmıştır. Hava basıncı arttıkça abraziv özellik artmaktadır (82). Çalışmamızdaki güç ayarlarının daha yüksek olması, mine yüzeyinde defekt oluşumuna neden olmuş olabilir.

Literatürde, sodyum bikarbonat ve glisin bazlı aşındırıcı tozlarla yapılan hava-toz uygulamalarının kök yüzeyi üzerindeki etkisini değerlendiren birçok çalışma olmasına rağmen (85, 89-92, 94, 97, 100, 101, 116, 124, 125, 142-144), eritritol tozuyla yapılan hava-toz uygulamalarının kök yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikleri değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Çalışmaların büyük bir kısmı, sodyum bikarbonat tozunun kök yüzeyinde ciddi defekte neden olduğunu ve kök yüzeyinde kullanımının güvenli olmadığını bildirmişlerdir (90, 92, 97, 100, 116, 125). Glisin tozunun sodyum bikarbonata göre daha az abraziv özellik gösterdiğini bildiren çalışmalar olduğu gibi (91, 92, 142), glisin tozuyla sodyum bikarbonat tozunun defekt derinliği ve defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel fark olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (94, 116). Çalışmalarda kullanılan tozların partikül büyüklüklerinin ve şeklinin, toz ve cihazların üreticilerinin, uygulama süresi, açısı, uygulama şekli, uygulama sonrası meydana gelen defektin analiz şeklinin farklılık göstermesinin farklı sonuçlara neden olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda, minede olduğu gibi sementte de her iki güç ayarında en yüksek defekt derinliği ortalamaları sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toza (orta güç ayarı: $102,9 \pm 18,95 \mu\text{m}$ / maksimum güç ayarı: $134,55 \pm 24,03 \mu\text{m}$) aittir. Eritritol bazlı aşındırıcı tozun (orta güç ayarı: $65,37 \pm 10,54 \mu\text{m}$ / maksimum güç ayarı: $70,67 \pm 12,47 \mu\text{m}$), orta güç ayarında sementteki defekt derinliği ortalamaları, glisinden (orta güç ayarı: $51,48 \pm 5,14 \mu\text{m}$ / maksimum güç ayarı: $72,32 \pm 5,51 \mu\text{m}$) istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmasına rağmen, matematiksel değerler arasındaki fark, minede

olduğu gibi azdır. Maksimum güç ayarında ise eritritol ve glisin tozunun defekt derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür.

Orta ve maksimum güç ayarında, sodyum bikarbonat (orta güç ayarı: $0,026 \pm 0,01 \text{ mm}^3$ / maksimum güç ayarı: $0,09 \pm 0,12 \text{ mm}^3$) ve glisin (orta güç ayarı: $0,021 \pm 0,01 \text{ mm}^3$ / maksimum güç ayarı: $0,08 \pm 0,13 \text{ mm}^3$), glisin ve eritritolün defekt ortalamaları (orta güç ayarı: $0,017 \pm 0,01 \text{ mm}^3$ / maksimum güç ayarı: $0,05 \pm 0,02 \text{ mm}^3$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. Her iki güç ayarında da eritritol tozunun defekt hacmi ortalamaları ile sodyum bikarbonat tozunun ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. Eritritol tozu ortalamaları daha düşüktür.

Atkinson ve ark. (100), ağız ortamına açık kök yüzeyinin hipermineralize olma eğiliminin olması nedeniyle, hava-toz uygulamasıyla uzaklaştırılan doku miktarının daha az olabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda, ağız ortamına açık kök yüzeyinde, 5 sn uygulama süresince, orta güç ve su ayarında sodyum bikarbonat tozuyla meydana gelen defekt hacmi ortalaması ($0,026 \pm 0,01 \text{ mm}^3$), aynı süredeki Petersilka ve ark.'nın (85) bildirdiği defekt hacmi ortalamasından ($0,05 \pm 0,01 \text{ mm}^3$) ve Tada ve ark.'nın (94) bildirdiği kök dentinindeki defekt hacmi ortalamasından ($0,035 \pm 0,020 \text{ mm}^3$) düşük, Sahrman ve ark.'nın (92) bildirdiği defekt hacmi ($0,16 \text{ mm}^3$) ortalamasından yüksektir. Orta güç, orta su ayarındaki defekt derinliği ortalaması ise ($102,9 \pm 18,95 \text{ }\mu\text{m}$), hem Sahrman ve ark.'nın ($0,11 \text{ mm}$) hem de Tada ve ark.'nın ($78,167 \pm 42,601 \text{ }\mu\text{m}$) bildirdiği defekt derinliği ortalamalarından yüksektir. Glisin tozuna ait defekt hacmi ortalaması ($0,021 \pm 0,01 \text{ mm}^3$), Tada ve ark.'nın (94) bildirdiği kök dentinindeki defekt hacmi ortalaması ($0,025 \pm 0,006 \text{ mm}^3$) ile benzerdir. Defekt derinliği ortalaması ($51,48 \pm 5,14 \text{ }\mu\text{m}$), Tada ve ark.'nın (94) bildirdiği defekt derinliği ortalamasından ($70,017 \pm 8,594 \text{ }\mu\text{m}$) düşüktür. Çalışmamızdaki uygulama süresi ve başlık ile örnek arasındaki mesafe, karşılaştırılan çalışmalarla benzer olsa da, kullanılan cihaz, uygulama yöntemi, uygulama açısındaki farklılıklar hava-toz uygulamalarının ağız ortamına açık kök sementi üzerindeki etkisinin, diğer çalışmalardaki kök yüzeylerinden farklı olup olmadığının yorumlanmasını zorlaştırmaktadır.

Herr ve ark. (116), sodyum bikarbonat ($85 \text{ }\mu\text{m}$) ve farklı partikül boyutlarına sahip ($25 \text{ }\mu\text{m}$ ve $45 \text{ }\mu\text{m}$) glisin tozlarını, iki farklı hava-toz sisteminde [Hu-Friedy EMS Air-Flow S1 (Hu-Friedy EMS, Nyon/İsviçre) ve DENTSPLY Cavitron Prophy-Jet (DENTSPLY, Newyork/ABD)] kullanarak kök sementine uygulama yapmışlardır. 5 sn

uygulama sonrasında sement yüzeyinde hesaplanan defekt derinliği ve defekt hacmi değerlerinde iki toz grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, sodyum bikarbonat tozuyla Cavitron Prophecy-Jet hava-toz sistemi kullanılarak yapılan 90 sn uygulama sonrasında meydana gelen defekt derinliği ve defekt hacminin, glisin bazlı aşındırıcı tozdan daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da Herr ve ark.'na benzer şekilde, 5 sn hava-toz uygulamasından sonra sodyum bikarbonat ve glisin bazlı tozlara ait defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Bununla birlikte, defekt derinlikleri ortalamaları arasında fark bulunmaktadır. Sodyum bikarbonat bazlı toza ait defekt derinliği ortalamaları daha yüksek bulunmuştur.

Sahrman ve ark. (92), sodyum bikarbonat ve glisin bazlı aşındırıcı tozlarla yapılan hava-toz uygulamalarının, kök yüzeyi üzerindeki etkisini mikro-BT cihazıyla değerlendirmişlerdir. Glisin tozuyla yapılan 5 ve 10 sn'lik uygulamalardan sonra kök yüzeyinde defekt tespit etmemişlerdir. Sodyum bikarbonat aşındırıcı tozuyla meydana gelen defekt derinliği ve defekt hacminin, 5, 10, 15 ve 20 sn'lik tüm uygulamalarda glisin tozundan istatistiksel olarak anlamlı yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde kök yüzeyi mikro-BT cihazıyla değerlendirilmesine rağmen, Sahrman ve ark.'nın aksine glisin tozuyla yapılan 5 sn uygulama sonrasında kök yüzeyinde defekt tespit edilmiştir. Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozun orta ve maksimum güçteki defekt derinliği ortalamaları glisin bazlı aşındırıcı tozdan Sahrman ve ark.'yla benzer şekilde yüksek bulunmuştur. Fakat her iki güç ayarında da iki tozun defekt hacmi ortalamaları arasında anlamlı bir fark saptanamamıştır. Çalışma sonuçları arasındaki farklılıklar, çalışmamızda örnek ve hava-toz sistemi sabitken, Sahrman ve ark.'nın uygulama boyunca cihazı el ile hareket ettirmelerinden kaynaklanıyor olabilir. Yine çalışmamızda 13,1 µm kalınlığında toplam 1810 kesit görüntüsü alınmışken, Sahrman ve ark., 20 µm kalınlığında 600 - 800 kesit görüntüsü almıştır. Çözünürlükteki farklılık, defektin tespit edilememesine neden olabilir. Her iki çalışmada aynı firmaya ait aşındırıcı toz kullanılmış olmasına rağmen, kullanılan cihazlar farklı firmalara aittir. Aynı tozun farklı cihazlarda kullanıldığı durumlarda, tozun diş sert dokuları üzerinde meydana getirdiği değişikliklerde farklılık olduğu bildirilmiştir (91, 116). Sonuçlar arasındaki farklılık, kullanılan hava-toz sistemlerinin farklı firmalara ait olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Literatürdeki çalışmalardan bazıları, hava-toz sistemlerinin kök dentini üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir (89, 91, 94). Çalışmalarda kök yüzeyleri zımparalanarak kök dentini açığa çıkarılmıştır. Pelka ve ark. (91), glisin tozunun ortalama defekt derinliği ve defekt hacmi değerlerinin 5, 10 ve 20 sn'deki tüm uygulamalarda sodyum bikarbonat tozunun ortalamalarından düşük olduğunu bildirmişlerdir. Defekt derinliği sonuçları çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Fakat çalışmamızda defekt hacmi ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Tada ve ark. (89, 94) ise sodyum bikarbonat ve iki farklı partikül büyüklüğüne sahip glisin bazlı aşındırıcı tozu karşılaştırdıkları çalışmalarda, sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozun defekt derinliği ve defekt hacmi ortalamalarının aynı partikül büyüklüğüne sahip glisin bazlı aşındırıcı tozun ortalamalarından büyük olduğunu bildirmiştir. Çalışmalardan birinde 90⁰ açıyla yapılan uygulama sonrasında sodyum bikarbonatın defekt hacmi ortalaması, küçük partikül boyutuna sahip glisin tozundan istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur (89). Her iki çalışmada da 45⁰ açıyla yapılan uygulamada sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozun defekt hacmi ortalamalarıyla, küçük partikül büyüklüğüne sahip glisin tozunun ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (89, 94). Çalışmamızda da Tada ve ark.'nın 45⁰ açıdaki uygulamalarına benzer şekilde sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz ile daha küçük partikül boyutuna sahip glisin tozunun defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamamıştır.

Çalışmamızda aşındırıcı tozlar arasında, minede ve sementte orta güç ayarında demineralizasyon derinliği ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Maksimum güç ayarında ise minede gruplar arasında anlamlı bir fark saptanmazken, sementte gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. Sodyum bikarbonat tozuyla meydana gelen demineralizasyon derinliği diğer iki aşındırıcı tozdan daha yüksektir. Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı tozun pH değeri 8,1, glisin tozunun pH değeri 6, eritritol tozunun pH değeri 7'dir. Demineralizasyon derinliği ortalamalarının benzer olması, pH değerlerinin birbirine yakın olması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda, tüm tozların orta güç ayarında semetteki defekt derinliği ortalamaları ve maksimum güç ayarındaki defekt hacmi ortalamaları, minedeki defekt derinliği ve defekt hacmi ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksek

bulunmuştur. Maksimum güç ayarında sodyum bikarbonat ve eritritolün sementteki defekt derinliği ortalamaları, minedeki ortalamalardan daha yüksekken; glisin tozunun mine ve sementte neden olduğu defekt derinlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Orta güç ayarında sodyum bikarbonat ve glisinin sementteki defekt hacmi ortalamaları ile minedeki defekt hacmi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamamıştır. Eritritol tozunun orta güç ayarında minedeki defekt hacmi ortalaması, sement ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı yüksek olmasına rağmen, değerler matematiksel olarak birbirine yakındır. Tüm tozların maksimum güç ayarında sementteki defekt hacmi ortalamaları, minedeki ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir. Her iki güç ayarında da, tüm tozların sement ve minedeki demineralizasyon derinliği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Tedavi edilecek yüzeyin sertliği arttıkça, yüzeyden uzaklaştırılan madde miktarı azalır (82). Mine, omurgalı gövdesindeki en sert dokudur (3). Minenin Mohs sertlik derecesi 5'ken, sementin Mohs sertlik derecesi 2,5 - 3'tür (68). Çalışmamızın sonuçları da bildirilen bu sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Tüm tozlar özellikle maksimum güç ayarında sementte daha fazla abrazyon özelliği göstermiştir.

Hava-toz sistemlerinde güç arttıkça etkinlikleri ve abrazyon özellikleri artmaktadır (82). Çalışmamız sonucunda da tüm toz gruplarında, maksimum güçte mine ve sementteki defekt derinliği, defekt hacmi ve demineralizasyon derinliği ortalamaları, orta güçteki ortalamalardan istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda tüm toz grupları arasında uygulama öncesinde örneklerin mineral yoğunlukları ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır. Uygulama sonrasında ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz uygulanan örneklerin mineral yoğunluğu ortalaması ($2,36 \pm 0,06 \text{ g/cm}^3$), glisin ($2,65 \pm 0,05 \text{ g/cm}^3$) ve eritritol bazlı aşındırıcı toz ($2,66 \pm 0,02 \text{ g/cm}^3$) uygulanan örneklerin ortalamalarından düşüktür. Glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı toz ortalamaları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır. Çalışmamızda sodyum bikarbonat tozu, glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozlardan daha fazla sert doku kaybına neden olmuştur. Bu nedenle sodyum bikarbonat ile uygulama yapılan örneklerin mineral yoğunluğunda, daha fazla azalma meydana geldiği düşünülmektedir. Tüm toz gruplarında, uygulama öncesi ve sonrası

mineral yoğunluğu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Uygulama sonrası mineral yoğunluğu ortalamaları daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızda mineral yoğunluğu ölçümleri, tüm yüzeylere uygulama yapıldıktan sonra gerçekleştirilmiştir. Berkestein ve ark. (97), destekleyici periodontal tedaviler esnasında, diş yüzeyini hava-toz uygulamasıyla cihazı hareket ettirerek temizlemenin 3,2 sn sürdüğünü bildirmişlerdir. Petersilka ve ark. (85) ise in vitro çalışmalarda hava-toz sisteminin sabit olması nedeniyle diş yüzeyini tedavi etmek için gerekli süreyi 2,5 sn'ye düşürmüşlerdir. 20 sn'lik hava-toz uygulamasının yılda 4 defa olmak üzere 2 yıllık destekleyici periodontal tedaviler esnasındaki hava-toz uygulamasını temsil ettiğini raporlamışlardır. Çalışmamızda mine ve sementte 5 sn orta güçte, 5 sn maksimum güçte toplamda 10 sn uygulama yapılmıştır. Bu da yılda 4 defa olmak üzere 1 yıllık destekleyici periodontal tedavi esnasındaki hava-toz uygulamalarını ifade etmektedir. Bir yıllık destekleyici tedavi için gereken sürede tüm tozlar, dişin mineral yoğunluğunda azalmaya neden olmuştur.

Literatürdeki hava-toz sistemlerinin diş sert dokularında meydana getirdiği değişiklikleri değerlendiren çalışmaların farklı hava-toz sistemleri, farklı aşındırıcı tozlar, farklı parametreler ve inceleme yöntemleri kullanması nedeniyle çalışma sonuçlarının birbiriyle karşılaştırılması güçleşmektedir. Hava-toz sistemlerinin değerlendirilmesinde standart bir protokülün belirlenmemiş olması, sonuçların yorumlanmasını zorlaştırmaktadır.

Çalışmamızda diş yüzeyleri mikro-BT cihazıyla görüntülenmiştir ve inceleme öncesi ve sonrası üç boyutlu görüntüler çakıştırılarak hesaplama yapılmıştır. Mikro-BT ile diş yüzeyinde yapılan incelemelerin en büyük avantajı, görüntülemeye önce herhangi bir yüzey hazırlığı veya invaziv işlem gerektirmeden yüksek çözünürlüklü görüntülerin doğrudan diş yüzeyinin taranmasıyla elde edilebilmesidir. Bu da dişin yüzeyine, etkisini değerlendirmeyi amaçladığımız hava-toz uygulaması dışında hiçbir uygulama yapmadan yada dişin alçı replikasını oluşturma gerekliliği duymadan, yüzeyleri görüntüleyebilmemizi sağlamıştır. Görüntülerin çakıştırılarak farklılıkların hesaplanmasıyla, sadece uygulama ile meydana gelen değişiklikler değerlendirilmiştir.

Dişeti çekilmesi bulunan hastalarda supragingival hava-toz uygulamaları, ağız ortamına açık kök yüzeyini de etkilemektedir. Gingival inflamasyon varlığı ve kök yüzeyinin ağız ortamına açık hale gelmesi, sementin yapısında değişikliğine neden

olmaktadır (5). Ağız ortamına açık sement yüzeyinde, yüksek oranda mineralize bir alan bulunmaktadır (14-22). Ağız ortamına açık olmayan, sağlıklı kök yüzeyindeki sement ile periodontal patolojiler sonucu ağız ortamına açık hale gelmiş sement yapısındaki farklılıklar, hava-toz sistemleri ile yapılan uygulamaların etkilerinin de farklılık gösterebileceğini düşündürmüştür. Bu nedenle çalışmamızda uygulamalar ağız ortamına açık kök yüzeylerine yapılarak, klinik durum taklit edilmeye çalışılmıştır.

Hava-toz uygulamalarının klinik kullanımları esnasında başlığın hareket ettirilmesi tavsiye edilmektir. İn vitro çalışmalarda başlığı hareket ettirerek klinik uygulamanın taklit edilmesi ve bu hareketliliğin standardizasyonun sağlanması güçtür. Çalışmamızda uygulama açısı ve mesafe üretici firmanın önerileri doğrultusunda belirlenmesine rağmen, uygulamanın tüm örnekler için standart olmasını sağlamak amacıyla başlık ve örnek sabitlenmiştir. Bu da çalışmamızın sonuçlarının, klinik etkileri tam anlamıyla göstermesini engellemiş olabilir.

8. SONUÇLAR

1. Sodyum bikarbonat tozuyla yapılan hava- toz uygulamaları, orta ve maksimum güç ayarında, hem minede hem de ağız ortamına açık sement yüzeyinde glisin ve eritritol tozundan daha derin defekt oluşumuna neden olmuştur.

2. Glisin tozuyla yapılan hava-toz uygulamaları, minede, orta ve maksimum güç ayarında, eritritol tozundan daha derin defekt oluşumuna neden olmuştur. Sementte ise orta güç ayarında eritritol tozu daha derin defekt oluştururken, maksimum güç ayarında iki tozun defekt derinliği değerleri arasında anlamlı fark görülmemiştir.

3. Sodyum bikarbonat tozuyla yapılan hava-toz uygulamaları, hem orta güç hem de maksimum güç ayarında minede glisin tozundan, sementte eritritol tozundan daha büyük defekt hacmine neden olmuştur. Minede her iki güç ayarında sodyum bikarbonat ve eritritol, eritritol ve glisin tozlarının, sementte ise sodyum bikarbonat ve glisin, glisin ve eritritol tozlarının defekt hacmi değerleri arasında anlamlı fark saptanamamıştır.

4. Üç tozun minede ve sementte orta güç ayarındaki demineralizasyon derinliği değerleri arasında bir anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Maksimum güç ayarında minede üç toz arasında anlamlı fark gözlenmezken, sementte sodyum bikarbonat tozu, eritritol ve glisine göre daha fazla demineralizasyona neden olmuştur.

5. Maksimum güçteki defekt derinliği, defekt hacmi ve demineralizasyon derinliği ortalamaları, tüm toz gruplarında orta güç ayarındaki ortalamalardan istatistiksel olarak anlamlı yüksektir.

6. Tüm tozlar, orta güç ayarında sementte, mineden daha derin defekte neden olmuştur. Maksimum güç ayarında sodyum bikarbonat ve eritritol sementte daha derin defekte neden olurken, glisin tozunun mine ve sementte neden olduğu defekt derinlikleri arasında anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır.

7. Eritritol tozunun, orta güç ayarında minede neden olduğu defekt hacminin sementten daha büyük olduğu bulunmuştur. Tüm tozların maksimum güç ayarında sementte oluşturdukları defekt hacimleri, minedeki defekt hacimlerinden daha büyüktür.

8. Aynı tozun, aynı güç ayarında, minede ve sementte meydana getirdiği demineralizasyon derinliği değerleri arasında anlamlı fark saptanamamıştır.

9. Uygulama öncesinde, toz gruplarına ait örneklerin mineral yoğunlukları arasında anlamlı fark yoktur. Uygulama sonrasında sodyum bikarbonat tozu uygulanan

örneklerin mineral yoğunluğu, eritritol ve glisin tozu uygulanan örneklerden düşük bulunmuştur. Eritritol ve glisin tozu uygulanan örnekler arasında fark saptanmamıştır.

10. Tüm tozlar, hava-toz uygulaması sonrasında dişin mineral yoğunluğunda azalmaya neden olmuştur.

ÖNERİLER

1. Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm tozlar, hem minede hem de ağız ortamına açık kök sementi yüzeyinde, abrazyona neden olmuştur. Sodyum bikarbonat bazlı aşındırıcı toz, glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozdan daha abrazyondur ve dişeti çekilmesi bulunan hastalarda supragingival hava-toz uygulamalarında kullanılmaması önerilebilir.

2. Glisin ve eritritol bazlı aşındırıcı tozlar, dişeti çekilmesi bulunan hastalarda supragingival hava-toz uygulamalarında kullanılabilir, bununla birlikte, bu tozların daha az da olsa minede ve kök yüzeyinde abrazyona yol açtıkları unutulmamalıdır.

3. Tüm aşındırıcı tozlar, maksimum toz ayarında, daha fazla abrazyona neden oldular. Bu nedenle güç ayarı, renklenme ve plağın etkili olarak uzaklaştırılabildiği, en düşük seviyede tutulmalıdır.

9. KAYNAKLAR

1. Glossary of periodontal terms. 4th ed. Chicago: The American Academy of Periodontology; 2001. s 42
2. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 5th ed. Çeviren: Gürkan S. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri Ltd. Şti; 2011.
3. Hand AR. Enamel. Hand AR, Frank ME. Fundamentals of oral histology and physiology. Iowa : Wiley Blackwell; 2014. s 63-84
4. Hand AR. Structure and physiology of the periodontium. Hand AR, Frank ME. Fundamentals of oral histology and physiology. Iowa : Wiley Blackwell; 2014. s 115-35
5. Bosshardt DD, Selvig KA. Dental cementum: the dynamic tissue covering of the root. Periodontol 2000. 1997;13(1):41-75.
6. Bosshardt DD, Schroeder HE. Cementogenesis reviewed: a comparison between human premolars and rodent molars. Anat Rec. 1996;245(2):267-92.
7. MacNeil RL, Thomas HF. Development of the murine periodontium. II. Role of the epithelial root sheath in formation of the periodontal attachment. J Periodontol. 1993;64(4):285-91.
8. Thomas HF. Root formation. Int J Dev Biol. 1995;39(1):231-7.
9. Selvig KA. The fine structure of human cementum. Acta Odontol Scand. 1965;23(4):423-41.
10. Schroeder HE. Development, structure, and function of periodontal tissues. Schroeder HE. The periodontium. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 1986. s 23-323.
11. Daly CG, Kieser JB, Corbet EF, Seymour GJ. Cementum involved in periodontal disease: a review of its features and clinical management. J Dent. 1979;7(3):185-93.
12. Selvig KA. Ultrastructural changes in cementum and adjacent connective tissue in periodontal disease. Acta Odontol Scand. 1966;24(4):459-500.
13. Selvig KA. Nonbanded fibrils of collagenous nature in human periodontal connective tissue. J Periodontal Res. 1968;3(3):169-79.
14. Selvig KA, Zander HA. Chemical analysis and microradiography of cementum and dentin from periodontally diseased human teeth. J Periodontol. 1962;33(4):303-10.

15. Yamamoto H, Sugahara N, Yamada N. Histopathological and microradiographic study of the exposed cementum from periodontally diseased human teeth. *Bull Tokyo Med Dent Univ.* 1966;13(3):407-21
16. Selvig KA. Biological changes at the tooth-saliva interface in periodontal disease. *J Dent Res.* 1969;48(5):846-55.
17. Stepnick RJ, Gettleman L. Microhardness of human apical cementum related to fluoride exposure and age. *J Dent Res.* 1975;54(4):905.
18. Stepnick RJ, Nakata TM, Zipkin I. The effects of age and fluoride exposure on fluoride, citrate and carbonate content of human cementum. *J Periodontol.* 1975;46(1):45-50.
19. Wirthlin MR, Pederson ED, Hancock EB, Lamberts BL, Leonard EP. The hypermineralization of diseased root surfaces. *J Periodontol.* 1979;50(3):125-7.
20. Selvig KA, Hals E. Periodontally diseased cementum studied by correlated microradiography, electron probe analysis and electron microscopy. *J Periodontal Res.* 1977;12(6):419-29.
21. Crawford AW, Sampson WJ, de Bruin HJ. Shallow fluorine depth profiles of cementum in periodontal disease--a pilot study. *J Dent Res.* 1983;62(7):806-10.
22. Sampson WJ, Crawford AW. Fluorine concentration changes in human periodontally diseased tooth roots following several treatment times with citric acid. *Calcif Tissue Int.* 1985;37(4):381-5
23. Barton NS, Van Swol RL. Periodontally diseased vs. normal roots as evaluated by scanning electron microscopy and electron probe analysis. *J Periodontol.* 1987;58(9):634-8.
24. Cohen M, Garnick JJ, Ringle RD, Hanes PJ, Thompson WO. Calcium and phosphorus content of roots exposed to the oral environment. *J Clin Periodontol.* 1992;19(4):268-73.
25. Furseth R. Further observations on the fine structure of orally exposed and carious human dental cementum. *Arch Oral Biol.* 1971;16(1):71-85.
26. Nanci A, Bosshardt DD. Structure of periodontal tissues in health and disease. *Periodontol 2000.* 2006;40(1):11-28.

27. Okte E, Unsal B, Bal B, Erdemli E, Akbay A. Histological assessment of root cementum at periodontally healthy and diseased human teeth. *J Oral Sci.* 1999;41(4):177-80.
28. Paknejad M, Khorsand A, Yaghobee S, Motahhari P, Etebarian A, Bayani M, ve ark. Cementogenesis in patients with localized aggressive periodontitis. *J Dent (Tehran).* 2015;12(5):347-51.
29. Bilgin E, Gürkan CA, Arpak MN, Bostanci HS, Güven K. Morphological changes in diseased cementum layers: a scanning electron microscopy study. *Calcif Tissue Int.* 2004;74(5):476-85.
30. Jepsen S, Caton JG, Albandar JM, Bissada NF, Bouchard P, Cortellini P, ve ark. Periodontal manifestations of systemic diseases and developmental and acquired conditions: Consensus report of workgroup 3 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol.* 2018;45(Suppl 20):219-29.
31. Cortellini P, Bissada NF. Mucogingival conditions in the natural dentition: Narrative review, case definitions, and diagnostic considerations. *J Periodontol.* 2018;89(Suppl 1):204-13.
32. Kassab MM, Cohen RE. The etiology and prevalence of gingival recession. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(2):220-5.
33. Zwers J, Thomas RZ, Slot DE, Weisgold AS, Van der Weijden FG. Characteristics of periodontal biotype, its dimensions, associations and prevalence: a systematic review. *J Clin Periodontol.* 2014;41(10):958-71.
34. Kim DM, Neiva R. Periodontal soft tissue non-root coverage procedures: a systematic review from the AAP Regeneration Workshop. *J Periodontol.* 2015;86(Suppl 2):56-72.
35. Khocht A, Simon G, Person P, Denepitiya JL. Gingival recession in relation to history of hard toothbrush use. *J Periodontol.* 1993;64(9):900-5.
36. Rajapakse PS, McCracken GI, Gwynnett E, Steen ND, Guentsch A, Heasman PA. Does tooth brushing influence the development and progression of non-inflammatory gingival recession? A systematic review. *J Clin Periodontol.* 2007;34(12):1046-61.

37. Bollen AM, Cunha-Cruz J, Bakko DW, Huang GJ, Hujoel PP. The effects of orthodontic therapy on periodontal health: a systematic review of controlled evidence. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(4):413-22.
38. Joss-Vassalli I, Grebenstein C, Topouzelis N, Sculean A, Katsaros C. Orthodontic therapy and gingival recession: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* 2010;13(3):127-41.
39. Merijohn GK. Management and prevention of gingival recession. *Periodontol* 2000. 2016;71(1):228-42.
40. Cairo F, Nieri M, Cincinelli S, Mervelt J, Pagliaro U. The interproximal clinical attachment level to classify gingival recessions and predict root coverage outcomes: an explorative and reliability study. *J Clin Periodontol.* 2011;38(7):661-6.
41. Miller PD Jr. A classification of marginal tissue recession. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1985;5:8-13.
42. Pini-Prato G. The Miller classification of gingival recession: limits and drawbacks. *J Clin Periodontol.* 2011;38(3):243-5.
43. Parameter on chronic periodontitis with advanced loss of periodontal support. American Academy of Periodontology. *J Periodontol.* 2000;71(Suppl 5):856-8.
44. Loe H, Theilade E, Jensen SB. Experimental gingivitis in man. *J Periodontol.* 1965;36(3):177-87.
45. Badersten A, Nilvéus R, Egelberg J. Effect of nonsurgical periodontal therapy. I. Moderately advanced periodontitis. *J Clin Periodontol.* 1981;8(1):57-72.
46. Badersten A, Nilveus R, Egelberg J. Effect of nonsurgical periodontal therapy. II. Severely advanced periodontitis. *J Clin Periodontol.* 1984;11(1):63-76.
47. Parameter on chronic periodontitis with slight to moderate loss of periodontal support. *J Periodontol.* 2000;71(Suppl 5):853-855.
48. Donlan RM. Biofilms: microbial life on surfaces. *Emerg Infect Dis.* 2002;8(9):881-90.
49. Slavkin HC. Biofilms, microbial ecology and Antoni van Leeuwenhoek. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(4):492-5.
50. Costerton JW, Geesey GG, Cheng KJ. How bacteria stick. *Sci Am.* 1978;238(1):86-95.

51. Sutherland I. Biofilm exopolysaccharides: a strong and sticky framework. *Microbiology*. 2000;147(1):3-9.
52. Tolker-Nielsen T, Molin S. Spatial organization of microbial biofilm communities. *Microb Ecol*. 2000;40(2):75-84.
53. Socransky SS, Haffajee AD. Dental biofilms: difficult therapeutic targets. *Periodontol 2000*. 2002;28(1):12-55.
54. Marsh PD. Dental plaque as a microbial biofilm. *Caries Res*. 2004;38(3):204-11.
55. Listgarten MA. The structure of dental plaque. *Periodontol 2000*. 1994;5(1):52-65.
56. Hannig C, Hannig M, Attin T. Enzymes in the acquired enamel pellicle. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(1):2-13.
57. Bos R, van der Mei HC, Busscher HJ. Physico-chemistry of initial microbial adhesive interactions--its mechanisms and methods for study. *FEMS Microbiol Rev*. 1999;23(2):179-230.
58. Whittaker CJ, Klier CM, Kolenbrander PE. Mechanisms of adhesion by oral bacteria. *Annu Rev Microbiol*. 1996;50(1):513-52.
59. Kolenbrander PE, Andersen RN, Kazmerzak KM, Palmer RJ. Coaggregation and coadhesion in oral biofilms. Allison DG, Gilbert P, Lappin-Scott HM, Wilson M, editor. *Community structure and co-operation in biofilms*. Cambridge: Cambridge University Press; 2000. s 65-86.
60. Kolenbrander PE, Palmer RJ Jr, Rickard AH, Jakubovics NS, Chalmers NI, Diaz PI. Bacterial interactions and successions during plaque development. *Periodontol 2000*. 2006;42(1):47-79.
61. Marsh PD. Dental biofilms. Lang NP, Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Chichester: Wiley Blackwell; 2015. s 169-82
62. Allison DG. The biofilm matrix. *Biofouling*. 2003;19(2):139-50.
63. Kuramitsu HK, He X, Lux R, Anderson MH, Shi W. Interspecies interactions within oral microbial communities. *Microbiol Mol Biol Rev*. 2007;71(4):653-70.
64. Marsh PD, Møter A, Devine DA. Dental plaque biofilms: communities, conflict and control. *Periodontol 2000*. 2011;55(1):16-35.
65. Marsh PD. Host defenses and microbial homeostasis: role of microbial interactions. *J Dent Res*. 1989;68:1567-75.

66. Kaplan JB, Meyenhofer MF, Fine DH. Biofilm growth and detachment of *Actinobacillus actinomycetemcomitans*. *J Bacteriol.* 2003;185(4):1399-404.
67. Cavedon K, London J. Adhesin degradation: a possible function for a *Prevotella loescheii* protease? *Oral Microbiol Immunol.* 1993;8(5):283-7.
68. Wilkins EM, Wyche CJ, Boyd LD. *Clinical practice of the dental hygienist*. 12th ed. Philadelphia : Wolters Kluwer; 2017.
69. Daniel SJ, Harfst SA, Wilder RS. *Mosby's dental hygiene: Concepts, cases, and competencies*. 2nd ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2008.
70. American Dental Hygienists' Association. Position paper on the oral prophylaxis. Chicago: ADHA; 1998.
71. Ring ME. History of dental prophylaxis. *J Am Dent Assoc.* 1967;75(4):892-5.
72. Daniel SJ, Harfst SA. *Mosby's dental hygiene: Concepts cases and competencies*. St. Louis: Mosby Elsevier; 2002.
73. Wilkins EM. *Clinical practice of the dental hygienist*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1976.
74. Vrbic V, Brudevold F, McCann HG. Acquisition of fluoride by enamel from fluoride pumice pastes. *Helv Odontol Acta.* 1967;11(1):21-6.
75. Pence SD, Chambers DA, van Tets IG, Wolf RC, Pfeiffer DC. Repetitive coronal polishing yields minimal enamel loss. *J Dent Hyg.* 2011;85(4):348-57.
76. Hutchings I. Abrasion processes in wear and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology.* 2002;216(2):55-62.
77. Rémond G, Nockolds C, Phillips M, Roques-Carmes C. Implications of polishing techniques in quantitative X-ray microanalysis. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2002;107(6):639-62.
78. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
79. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed. Hanover Park: Quintessence Publishing Company; 2002.
80. Black RB. Technic for nonmechanical preparation of cavities and prophylaxis. *J. Am. Dent. Ass.* 1945;32(15):955-65.

81. Graumann SJ, Sensat ML, Stoltenberg JL. Air polishing: a review of current literature. *J Dent Hyg.* 2013;87(4):173-80.
82. Petersilka GJ. Subgingival air-polishing in the treatment of periodontal biofilm infections. *Periodontol 2000.* 2011;55(1):124-42.
83. Petersilka GJ, Schenck U, Flemmig TF. Powder emission rates of four air polishing devices. *J Clin Periodontol.* 2002;29(8):694-8.
84. Jost-Brinkmann PG. The influence of air polishers on tooth enamel. An in-vitro study. *J Orofac Orthop.* 1998;59(1):1-16.
85. Petersilka GJ, Bell M, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF. Root defects following air polishing. *J Clin Periodontol.* 2003;30(2):165-70.
86. Zu J, Burstein G, Hutchings I. A comparative study of the slurry erosion and free-fall particle erosion of aluminium. *Wear.* 1991;149(1-2):73-84.
87. Hocheng H, Chang K. Material removal analysis in abrasive waterjet cutting of ceramic plates. *J Mater Process Tech.* 1994;40(3-4):287-304.
88. Momber AW, Kovacevic R. Principles of abrasive water jet machining. London: Springer-Verlag London; 1998.
89. Tada K, Kakuta K, Ogura H, Sato S. Effect of particle diameter on air polishing of dentin surfaces. *Odontology.* 2010;98(1):31-6.
90. Galloway SE, Pashley DH. Rate of removal of root structure by the use of the Prophy-Jet device. *J Periodontol.* 1987;58(7):464-9.
91. Pelka M, Trautmann S, Petschelt A, Lohbauer U. Influence of air-polishing devices and abrasives on root dentin-an in vitro confocal laser scanning microscope study. *Quintessence Int.* 2010;41(7):141-8.
92. Sahrmann P, Ronay V, Schmidlin PR, Attin T, Paqué F. Three-dimensional defect evaluation of air polishing on extracted human roots. *J Periodontol.* 2014;85(8):1107-14.
93. Bahadur S, Badruddin R. Erodent particle characterization and the effect of particle size and shape on erosion. *Wear.* 1990;138(1-2):189-208.
94. Tada K, Wiroj S, Inatomi M, Sato S. The characterization of dentin defects produced by air polishing. *Odontology.* 2012;100(1):41-6.

95. Barnes CM, Covey D, Watanabe H, Simetich B, Schulte JR, Chen H. An in vitro comparison of the effects of various air polishing powders on enamel and selected esthetic restorative materials. *J Clin Dent*. 2014;25(4):76-87.
96. Weeks LM, Lescher NB, Barnes CM, Holroyd SV. Clinical evaluation of the Prophy-Jet as an instrument for routine removal of tooth stain and plaque. *J Periodontol*. 1984;55(8):486-8.
97. Berkstein S, Reiff RL, McKinney JF, Killoy WJ. Supragingival root surface removal during maintenance procedures utilizing an air-powder abrasive system or hand scaling. An in vitro study. *J Periodontol*. 1987;58(5):327-30.
98. Barnes CM, Russell CM, Gerbo LR, Wells BR, Barnes DW. Effects of an air-powder polishing system on orthodontically bracketed and banded teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;97(1):74-81.
99. Kontturi-Närhi V, Markkanen S, Markkanen H. Effects of airpolishing on dental plaque removal and hard tissues as evaluated by scanning electron microscopy. *J Periodontol*. 1990;61(6):334-8.
100. Atkinson DR, Cobb CM, Killoy WJ. The effect of an air-powder abrasive system on in vitro root surfaces. *J Periodontol*. 1984;55(1):13-8.
101. Horning GM, Cobb CM, Killoy WJ. Effect of an air-powder abrasive system on root surfaces in periodontal surgery. *J Clin Periodontol*. 1987;14(4):213-20.
102. Cooley RL, Lubow RM, Patrissi GA. The effect of an air-powder abrasive instrument on composite resin. *J Am Dent Assoc*. 1986;112(3):362-4.
103. Lubow RM, Cooley RL. Effect of air-powder abrasive instrument on restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1986;55(4):462-5.
104. Eliades GC, Tzoutzas JG, Vougiouklakis GJ. Surface alterations on dental restorative materials subjected to an air-powder abrasive instrument. *J Prosthet Dent*. 1991;65(1):27-33.
105. Shultz PH, Brockmann-Bell SL, Eick JD, Gross KB, Chappell RP, Spencer P. Effects of air-powder polishing on the bond strength of orthodontic bracket adhesive systems. *J Dent Hyg*. 1993;67(2):74-80.
106. Newman PS, Silverwood RA, Dolby AE. The effects of an airbrasive instrument on dental hard tissues, skin and oral mucosa. *Br Dent J*. 1985;159(1):9-12.

107. Kontturi-Närhi V, Markkanen S, Markkanen H. The gingival effects of dental airpolishing as evaluated by scanning electron microscopy. *J Periodontol.* 1989;60(1):19-22.
108. Hunter KM, Holborow DW, Kardos TB, Lee-Knight CT, Ferguson MM. Bacteraemia and tissue damage resulting from air polishing. *Br Dent J.* 1989;167(8):275-8.
109. Petersilka G, Faggion CM Jr, Stratmann U, Gerss J, Ehmke B, Haeberlein I, Flemmig TF. Effect of glycine powder air-polishing on the gingiva. *J Clin Periodontol.* 2008;35(4):324-32.
110. Kozlovsky A, Artzi Z, Nemcovsky CE, Hirshberg A. Effect of air-polishing devices on the gingiva: histologic study in the canine. *J Clin Periodontol.* 2005;32(4):329-34.
111. Pippin DJ, Crooks WE, Barker BF, Walters PL, Killoy WJ. Effects of an air-powder abrasive device used during periodontal flap surgery in dogs. *J Periodontol.* 1988;59(9):584-8.
112. Rawson RD, Nelson BN, Jewell BD, Jewell CC. Alkalosis as a potential complication of air polishing systems. A pilot study. *Dent Hyg (Chic).* 1985;59:500-3.
113. Snyder JA, McVay JT, Brown FH, Stoffers KW, Harvey RC, Houston GD ve ark. The effect of air abrasive polishing on blood pH and electrolyte concentrations in healthy mongrel dogs. *J Periodontol.* 1990;61(2):81-6.
114. Cobb CM, Daubert DM, Davis K, Deming J, Flemmig TF, Pattison A ve ark. Consensus conference findings on supragingival and subgingival air polishing. *Compend Contin Educ Dent.* 2017;38(2):1-4.
115. Zhong Z, Wheeler MD, Li X, Froh M, Schemmer P, Yin M ve ark. L-Glycine: a novel antiinflammatory, immunomodulatory, and cytoprotective agent. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care.* 2003;6(2):229-40.
116. Herr ML, DeLong R, Li Y, Lunos SA, Stoltenberg JL. Use of a continual sweep motion to compare air polishing devices, powders and exposure time on unexposed root cementum. *Odontology.* 2017;105(3):311-19
117. Munro IC, Berndt WO, Borzelleca JF, Flamm G, Lynch BS, Kennepohl E ve ark. Erythritol: an interpretive summary of biochemical, metabolic, toxicological and clinical data. *Food Chem Toxicol.* 1998;36(12):1139-74.

118. Janiszewska-Olszowska J, Drozdziak A, Tandecka K, Grocholewicz K. Effect of air-polishing on surface roughness of composite dental restorative material - comparison of three different air-polishing powders. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):30.
119. Hägi TT, Klemensberger S, Bereiter R, Nietzsche S, Cosgarea R, Flury S ve ark. A biofilm pocket model to evaluate different non-surgical periodontal treatment modalities in terms of biofilm removal and reformation, surface alterations and attachment of periodontal ligament fibroblasts. *PLoS One*. 2015;10(6).
120. Camboni S, Donnet M. Tooth surface comparison after air polishing and rubber cup: A scanning electron microscopy study. *J Clin Dent*. 2016;27(1):13-18.
121. Hägi TT, Hofmänner P, Salvi GE, Ramseier CA, Sculean A. Clinical outcomes following subgingival application of a novel erythritol powder by means of air polishing in supportive periodontal therapy: a randomized, controlled clinical study. *Quintessence Int*. 2013;44(10):753-61.
122. Hägi TT, Hofmänner P, Eick S, Donnet M, Salvi GE, Sculean A ve ark. The effects of erythritol air-polishing powder on microbiologic and clinical outcomes during supportive periodontal therapy: Six-month results of a randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int*. 2015;46(1):31-41.
123. Müller N, Moëne R, Cancela JA, Mombelli A. Subgingival air-polishing with erythritol during periodontal maintenance: randomized clinical trial of twelve months. *J Clin Periodontol*. 2014;41(9):883-9.
124. Petersilka GJ, Bell M, Häberlein I, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF. In vitro evaluation of novel low abrasive air polishing powders. *J Clin Periodontol*. 2003;30(1):9-13.
125. Agger MS, Hörsted-Bindslev P, Hovgaard O. Abrasiveness of an air-powder polishing system on root surfaces in vitro. *Quintessence Int*. 2001;32(5):407-11
126. Kayıpmaz S, Sezgin ÖS. Bilgisayarlı tomografi: Prensibi, tarihsel gelişimi ve diş hekimliğindeki uygulama alanları. *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics*. 2016;2(1):1-8.
127. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46(552):1016-22.
128. Elliott JC, Dover SD. X-ray microtomography. *J Microsc*. 1982;126(Pt 2):211-3.

129. Kuhn JL, Goldstein SA, Feldkamp LA, Goulet RW, Jesion G. Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *J Orthop Res.* 1990;8(6):833-42.
130. Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res.* 1989;4(1):3-11.
131. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J.* 1999;32(3):165-70
132. Guldborg RE, Ballock RT, Boyan BD, Duvall CL, Lin AS, Nagaraja S ve ark. Analyzing bone, blood vessels, and biomaterials with microcomputed tomography. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2003;22(5):77-83.
133. Guldborg RE, Lin AS, Coleman R, Robertson G, Duvall C. Microcomputed tomography imaging of skeletal development and growth. *Birth Defects Res C Embryo Today.* 2004;72(3):250-9.
134. Mizutani R, Suzuki Y. X-ray microtomography in biology. *Micron.* 2012;43(2-3):104-15.
135. Davis GR, Wong FS. X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas.* 1996;17(3):121-46.
136. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci.* 2009;1(4):177-88.
137. Willmann DE, Norling BK, Johnson WN. A new prophylaxis instrument: effect on enamel alterations. *J Am Dent Assoc.* 1980;101(6):923-5.
138. Gerbo LR, Lacefield WR, Barnes CM, Russell CM. Enamel roughness after air-powder polishing. *Am J Dent.* 1993;6(2):96-8.
139. Castanho GM, Arana-Chavez VE, Fava M. Roughness of human enamel surface submitted to different prophylaxis methods. *J Clin Pediatr Dent.* 2008;32(4):299-303.
140. Chowdhary Z, Mohan R. Efficiency of three different polishing methods on enamel and cementum: A scanning electron microscope study. *J Indian Soc Periodontol.* 2018;22(1):18-24.

141. Bester SP, de Wet FA, Nel JC, Driessen CH. The effect of airborne particle abrasion on the dentin smear layer and dentin: an in vitro investigation. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):46-50.
142. Bühler J, Schmidli F, Weiger R, Walter C. Analysis of the effects of air polishing powders containing sodium bicarbonate and glycine on human teeth. *Clin Oral Investig.* 2015;19(4):877-85.
143. Leknes KN, Lie T. Influence of polishing procedures on sonic scaling root surface roughness. *J Periodontol.* 1991;62(11):659-62.
144. Salami D, Luz MA. Effect of prophylactic treatments on the superficial roughness of dental tissues and of two esthetic restorative materials. *Pesqui Odontol Bras.* 2003;17(1):63-8.
145. Huerzeler MB, Einsele FT, Leupolz M, Kerkhecker U, Strub JR. The effectiveness of different root debridement modalities in open flap surgery. *J Clin Periodontol.* 1998;25(3):202-8.
146. Al Shamsi AH, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Three-dimensional measurement of residual adhesive and enamel loss on teeth after debonding of orthodontic brackets: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(3):9-15.

10. EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı



T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



Etik Kurul Bilgileri	Adı	Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	Adres	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Ara Kat 41380 Umuttepe Yerleşkesi /KOCAELİ
	Telefon	0262 303 74 50
	Faks	0262 303 74 63
	E-Posta	gokaetikkurul@kocaeli.edu.tr

Başvuru Bilgileri	Araştırmanın Adı	Farklı Polisaj Materyallerinin Farklı Diş Dokuları Üzerine Etkisinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile İncelenmesi			
	Araştırma Proje Numarası	KÜ GOKAEK 2019/197			
	Sorumlu Araştırmacı Unvanı/Adı/Soyadı	Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR AKÇAKANAT			
	Sorumlu Araştırmacının Uzmanlık Alanı	Periodontoloji			
	Araştırma Merkezi	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji AD- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ADÇ AD			
	Destekleyici	KÜ BAPB-TÜBİTAK			
	Araştırmanın Türü	Bireysel Araştırma Projesi			
	Araştırmaya Katılan Merkezler	Tek Merkezli ☐	Çok Merkezli ☒	Ulusal ☒	Uluslararası ☐

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Var	Yok	Açıklama
	Başvuru Dilekçesi	☐	☐	
	Başvuru Formu	☐	☐	
	Araştırmanın Türü	☒	☐	Rutin muayene, tetkik, tahlil ve tedavi işlemleri sırasında elde edilmiş materyallerle yapılacak araştırma
	Araştırma Protokolü	☐	☐	
	Kullanılacak Form Örnekleri	☐	☐	
	Aydınlatılmış Onam Formu	☐	☐	
	Araştırma Bütçesi	☐	☐	
	Literatür Örneği	☐	☐	
	Taahhütname	☐	☐	
	Biyolojik Materyal Transfer Anlaşması	☐	☐	
	İzin Belgeleri	☐	☐	
	Başhekimlik Onayı	☐	☐	
	Özgeçmişler	☐	☐	
	Değişiklik Bilgi Formu	☐	☐	
	Proje Sonuç Formu	☐	☐	
	Diğer	☐	☐	

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onay Formu

Belge Kodu	Rev. Tarihi / No.su	Sayfa
Onay formu	08.05.2019/KÜGG-GEK01-4	1/2

Ek 1. Etik Kurul Onayı (Devam)

Karar Bilgileri	Karar No: KÜ GOKAEK 2019/40.34	Proje No: 2019/197	Tarih : 11.9.2019
	Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR AKÇAKANAT yapılan ve yukarıda bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler, araştırmanın gerekçesi, amacı, yaklaşım ve yöntemleri, gönüllüler için beklenen yarar ve riskler dikkate alınarak değerlendirilmiş ve araştırmanın ilgili protokol doğrultusunda belirtilen merkezlerde yürütülmesi etik açıdan,		
	☒ Uygun bulunmuştur. ☐ Eksikliklerin tamamlanması koşulu ile uygun bulunmuştur.* ☐ Uygun bulunmamıştır.*		

Dayanakları	Hasta Hakları Yönetmeliği (01.08.1998/23420); Biyoloji ve Tıbbın Uygulanması Bakımından İnsan Hakları ve İnsan Haysiyetinin Korunması Sözleşmesi: İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesinin Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (09.12.2003/25311); Biyotıp Araştırmalarına İlişkin İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesine Ek Protokolün Onaylanmasının Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (29.03.2011/27899); İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik (13.04.2013/28617); Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği (06.09.2014/29111); Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi; İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu; Türk Tabipleri Birliği Hekimlik Meslek Etiği Kuralları; Türk Tabipleri Birliği Araştırma Etiği Bildirgesi
-------------	--

Etik Kurul Üyeleri

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişki	Toplantıda Bulunma	İmza
Prof. Dr. Kadir Babaoğlu Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. İ. Erdem Okay Üye	Genel Cerrahi	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Haluk Emre Özel Üye	Restoratif Diş Tedavisi	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Özlem Yıldız Gündoğdu Üye	Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Canan Baydemir Üye	Biyostatistik	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Yusufhan Yazır Üye	Histoloji ve Embriyoloji	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Doç. Dr. Semil Selcen Göçmez Üye	Farmakoloji	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Doç. Dr. Ceyla Eraldemir Üye	Biyokimya	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	
Dr. Öğretim Üyesi Aslıhan Akpınar Raportör	Tıp Tarihi ve Etik	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	

* Gerekçe ve öneriler:

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onay Formu

İmza Onay formu

Serv. Tarihi / No.su: 15.2019/KOGEK01.4

Sayfa 2/2

Ek 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu



T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



GÖNÜLLÜ BİLGİLENDİRME FORMU:

1. Çalışmanın adı:

Farklı polisaj materyallerinin, farklı diş dokuları üzerine etkisinin mikro bilgisayarlı tomografi ile incelenmesi

2. Araştırmacıların adları, kurumları ve iletişim numaraları.

Prof. Dr. Esra GÜZELDEMİR-AKÇAKANAT, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı, Tel: 0(262) 344 2222- 5102

Arş. Gör. Dt. Vecihe Merve BALTA, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı, Tel: 0(262) 344 2222- 5111

3. Araştırma amacının anlaşılır ve özet açıklaması:

Bir araştırma projesine davet edilmektesiniz. Karar vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını anlamanız çok önemlidir. Lütfen biraz zaman ayırın ve aşağıdaki bilgileri dikkatlice okuyun, isterseniz başkalarıyla tartışın. Açık olmayan bir bölüm varsa ya da daha ayrıntılı bilgiye ihtiyaç duyuyorsanız lütfen bizi arayın. Ancak araştırmaya katılmak isteyip istemediğinize karar vermek için lütfen biraz düşünün. Bu çalışmada diş hekimliğinde kullanılan farklı polisaj materyallerinin, farklı diş dokuları üzerine etkisinin mikro bilgisayarlı tomografi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

4. Neden ben seçildim?

Dişeti çekilmesine sahip, çekimi gereken diş veya dişleriniz olması ve 18 yaşından büyük olmanız nedeniyle çalışmaya katılmaya uygun görüldünüz.

5. Araştırmaya katılmak / bir kez katıldıktan sonra sonuna kadar devam etmek zorunda mıyım?

Araştırmaya katılmada gönüllülük esastır. Araştırmaya katılmak için, araştırmanın kapsam ve şartları hakkında sözlü ve yazılı bilgilendirildikten sonra gönüllü olur formunu imzalamanız gerekmektedir. Herhangi bir neden göstermeksizin, cezaya ve yaptırıma maruz kalmadan araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da başladıktan sonra araştırmayı yarıda bırakabilirsiniz.

6. Katılmayı kabul edersem bana ne yapılacak?

Araştırma kapsamında, araştırmadan bağımsız olarak, tedavi edilemeyecek durumda olan ve çekimine karar verilen ve çekildikten sonra hastane tarafından imha edilecek olan dişleriniz, sizin izninizle araştırmacı tarafından saklanacak ve araştırma amaçlı kullanılacaktır. Çekilen dişlere, diş hekimliğinde, diş yüzeyindeki renklenmeleri ve plağı temizlemek amacı ile kullanılan (polisaj) materyalleri uygulanarak, diş dokularında oluşan değişiklikler incelenecektir.

7. Araştırmaya katılmanın olası dezavantajları ve riskleri nelerdir?

Çekilmiş dişiniz araştırmacı tarafından korunup deneyler sırasında kullanılacağından karşılaşabileceğiniz bir risk bulunmamaktadır.

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar için Aydınlatılmış Onam Formu	Belge Kodu	Rev. Tarihi / No.su:	Sayfa
	Form 5	27.04.2016/KOGOEK01.2	1/3

Ek 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu (Devam)



T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



8. Araştırmaya katılmanın olası yararları nelerdir?

Araştırmaya katılmanın size, bireysel olarak hemen dönecek bir faydası bulunmamakla beraber, araştırma sonuçlarımızın “diş dokularına zarar vermeyen polisaj materyallerinin geliştirilmesi ve uygulamalarının yapılması” konusunda faydalı olacağı umulmaktadır.

9. Araştırma masrafları:

Çalışma için sizden herhangi bir ücret talep edilmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

10. Araştırmada ters giden bir şey olursa?

Araştırma çekilmiş olan dişinizde gerçekleştirileceğinden araştırma da olumsuz giden bir durum bireysel olarak size etkilemeyecektir.

11. Kimlik bilgilerim ve elde edilen verilerin gizliliği nasıl sağlanacak?

İlgili mevzuat gereğince kimliğinizi ortaya çıkaracak kayıtlar gizli tutulacak, kamuoyuna açıklanmayacak; araştırma sonuçları yayınlandığında dahi kimliğiniz gizli kalacaktır.

12. Araştırma sonunda bana bilgi verilecek mi?

İsteyen katılımcılara, verdikleri iletişim bilgileri yoluyla ulaşıp araştırma sonuçları hakkında bilgi verilebilir.

13. Araştırma sonuçlarına ne olacak?

Araştırma sonuçları, katılımcıların kimlik bilgileri gizli tutularak bilimsel bir dergide yayınlanacaktır.

14. Daha ayrıntılı bilgi için,

Prof. Dr. Esra Güzeldemir Akçakanat

Telefon: 0262 344 22 22 / dahili: 5102

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Periodontoloji Anabilim Dalı

Arş. Gör. Dt. Vecihe Merve Balta

Telefon: 0262 344 22 22 / dahili : 5114

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Periodontoloji Anabilim Dalı

Katılımınız ve bilime yaptığınız katkılar için teşekkür ederiz.

Araştırmaya katılımınızla ilgili herhangi bir şikâyetiniz varsa kurula Etik Kurul raportörü Yrd. Doç. Dr. Aslıhan Akpınar (Tel: 02623037450) vasıtasıyla ulaşabilirsiniz. Her tür şikâyetiniz gizlilikle değerlendirilecek, araştırılacak ve sonuç hakkında tarafınıza bilgi verilecektir.

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar için Aydınlatılmış Onam Formu	Belge Kodu	Rev. Tarihi / No.su:	Sayfa
	Form 5	27.04.2016/KOGOEK01.2	2/3

Ek 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu (Devam)



T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



Araştırmanın Adı: Farklı polisaj materyallerinin, farklı diş dokuları üzerine etkisinin mikro bilgisayarlı tomografi ile incelenmesi
--

	Evet	Hayır
Gönüllü Bilgilendirme Formunu okudunuz mu?	☐	☐
Araştırma projesi size sözlü olarak da anlatıldı mı?	☐	☐
Size araştırmayla ilgili soru sorma, tartışma fırsatı tanındı mı?	☐	☐
Sorduğunuz tüm sorulara tatmin edici yanıtlar alabildiniz mi?	☐	☐
Araştırma hakkında yeterli bilgi aldınız mı?	☐	☐
Herhangi bir zamanda herhangi bir nedenle ya da neden göstermeksizin araştırmadan çekilme hakkına sahip olduğunuzu anladınız mı?	☐	☐
Araştırma sonuçlarının uygun bir yolla yayınlanacağına katılıyor musunuz?	☐	☐
Araştırmada elde edilen biyolojik örneklerin madde 6'da belirtilen şartlarda gelecekte de kullanılmasına onay veriyor musunuz?	☐	☐
Yukarıdaki soruların yanıtları size kim tarafından açıklandı?		

Gönüllü	Araştırmacı
İmza:	İmza:
Adı / Soyadı:	Adı / Soyadı:
Tarih:	Tarih:

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar için Aydınlatılmış Onam Formu	Belge Kodu Form 5	Rev. Tarihi / No.su: 27.04.2016/KOGOEK01.2	Sayfa 3/3
---	----------------------	---	--------------

11. ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında İstanbul'da doğdu. İlköğrenimini ve ortaöğretimini Piyalepaşa İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Karamürsel Anadolu Lisesi'nde 2009 yılında tamamladı. 2014 yılında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden birincilikle mezun oldu. 2017 yılı nisan ayında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitime başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu. İngilizce bilmektedir.