

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI
PERİODONTOLOJİ DOKTORA PROGRAMI**

**MONOLİTİK ZİRKONYA YÜZEYLERİNE UYGULANAN FARKLI
PERİODONTAL ENSTRÜMANTASYONLARIN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

DİLAN IŞILDAK

DOKTORA TEZİ

ANKARA – 2023

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI
PERİODONTOLOJİ DOKTORA PROGRAMI**

**MONOLİTİK ZİRKONYA YÜZEYLERİNE UYGULANAN FARKLI
PERİODONTAL ENSTRÜMANTASYONLARIN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

DİLAN İŞILDAK

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. NİLGÜN ÖZLEM ALPTEKİN

ANKARA - 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Periodontoloji Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Dt. Dilan IŞILDAK. tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 15/05/2023

Tez Adı: Monolitik zirkonya yüzeylerine uygulanan farklı periodontal enstrümantasyonların yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

.....	
.....	
.....	
.....	
.....	

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ
ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 24/04/2023

Öğrencinin Adı, Soyadı: Dilan IŞILDAK

Öğrencinin Numarası:21810247

Anabilim Dalı: Periodontoloji

Programı: Doktora.

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. Nilgün Özlem ALPTEKİN

Tez Başlığı: Monolitik zirkonya yüzeylerine uygulanan farklı periodontal enstrümantasyonların yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi.

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 87 sayfalık kısmına ilişkin, 24/04/2023 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 8'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

ONAY

Tarih: 24/04/2023

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

Prof. Dr. Nilgün Özlem ALPTEKİN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgisini, deneyimini ve yardımını, tez sürecim boyunca desteğini, sabrını ve zamanını esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Nilgün Özlem ALPTEKİN' e,

Fakültenin doktora sınavına girdiğim günden beri kendimi hep yakın hissettiğim, sadece eğitimim ile ilgili değil her konuda bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren desteğini hep hissettiğim ve tez konum ve araştırma sürecinde beni aydınlatan sevgili hocam Doç. Dr. Bahar Füsün ODUNCUOĞLU' na,

Kendisi ile tanışmayı çok uzun süre merakla beklediğim tanıştığımızda ise kendisine hem hayran olduğum hem de yanında rahat hissettiğim, derslerini dört gözle beklediğim, bir hekim olarak da görüşleri benim için çok değerli olan canım hocam Prof. Dr. Emine Elif ALAADDİNOĞLU'na,

Çalışmanın laboratuvar ve tasarım aşamasında her türlü desteğini gösteren, pratik zekâsı, öngörülü ve yaratıcılığıyla tüm hayatım boyunca hayran olduğum, rol model aldığım canım babam Yaşar IŞILDAK ve kurucusu olduğu D&H Dental Diş Laboratuvarı çalışanlarına,

Doktora eğitimi boyunca birbirimize destek olduğumuz, yardımlaştığımız dertleştiğimiz, bazen küstüğümüz çokça güldüğümüz değerli arkadaşlarım ve meslektaşlarım Dt. İpek Naz KARASU, Dt. Rabianur BALTAÇI, Dt. Aslı ÇELİK, Dt. İdil ÖZERKLİĞ'e

Beni özveri ve fedakarlıklarla bu günlere getiren, sevgisini ve desteğini hep hissettiğim bana inanan, güvenen ve verdiğim her kararda yanımda olan canım annem Gülay IŞILDAK'a, sığınağım, dert ortağım, canım babam Yaşar IŞILDAK'a, arkadaşım, dostum, sırdaşım, beni kollayacağını hep bildiğim ve hep kollayacağım, asla kopamayacağımızı bildiğim minik kuşum canım kardeşim Helin IŞILDAK'a

Hayatıma girdikleri günden beri biyolojik anne olsam bu kadar sevebilirdim dediğim, beni hiç yalnız bırakmayan, tez yazma sürecimde bana hep moral veren, olmazsa olmazlarım, çocuklarım Bon, Kushina, Luffy, Şanti, Cookie ve Scarface'e

Son olarak sadece tezimin editoryal kısmında değil, tez sürecim boyunca desteğini esirgemeyen, sabretmemi, zorluklara direnmemi sağlayan dayanağım, mutluluğum, huzurum, sevincim, hayatımın anlamı, hayattaki en büyük şansım, biricik sevgilim İrem ERSOY'a

Tüm içtenliğimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dilan Işıldak, Monolitik Zirkonya Yüzeylerine Uygulanan Farklı Periodontal Enstrümantasyonların Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Periodontoloji Doktora Programı, 2023.

Zirkonya diş protezleri diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak profesyonel diş temizliğinin bir parçası olarak yapılan periodontal enstrümantasyon ve politür prosedürlerinin monolitik zirkonya diş protezleri üzerindeki etkisi tam olarak araştırılmamıştır. Bu *in vitro* çalışma, farklı periodontal enstrümantasyonların ve politür prosedürlerinin monolitik zirkonya yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Zirkonya bloklardan kesilerek hazırlanan 8x8 mm boyutlarında 240 adet örnek üreticinin talimatlarına göre sinterlendi. Örneklerin yaşlandırma prosedürleri Thermocycler Sd Mechatronik cihazı aracılığı ile 1 yıl ve 5 yıl olarak gerçekleştirildi. Yaşlandırma sonrası örnekler; kontrol grupları (n = 20), el aleti ile enstrümantasyon grupları (n = 60), sonik enstrümantasyon grupları (n = 60), ultrasonik enstrümantasyon grupları (n = 60) ve politür grupları (n = 40) olmak üzere beş gruba ayrıldı. Kontrol gruplarına (Ka-Kb) yaşlandırma dışında hiçbir işlem uygulanmazken, el aleti, sonik ve ultrasonik enstrüman grupları uygulanan ilk işlem sonrasında başka işlem yapılmayan (EG1a, EG1b, SG1a, SG1b, UG1a, UG1b), pat ile politür (EG2a, EG2b, SG2a, SG2b, UG2a, UG2b) ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politür (EG3a, EG3b, SG3a, SG3b, UG3a, UG3b) uygulanan gruplar olmak üzere üç gruba ayrıldı. Politür gruplarına enstrüman uygulanmadan pat (PG1a, PG1b) veya hava-toz püskürtmeli sistem (PG2a, PG2b) ile politür uygulandı. Her örneğin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı (Perthometer M2) ve atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak ölçüldü.

Bir yıllık yaşlandırma uygulanan gruplarda pürüzlülük farkı bulunan tek grup PG1a ve PG2a arasında bulunmuştur ($p < 0,05$). Aynı işlemler uygulanan bir ve beş yıllık yaşlandırılmış gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerleri benzerdir ($p > 0,05$). Beş yıllık yaşlandırılmış grupların çoklu karşılaştırmalarında oluşan farklılıkların çoğu kontrol grubu ve işlem grupları arasında bulunmuştur. İşlem grupları arasında UG1b-UG3b, UG2b-UG3b ve EG3b-UG3b gruplarının pürüzlülükleri arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Farkı

oluşturan, pürüzlülüğü fazla olan grup; ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür (UG3b) uygulanan gruptur ($p<0,05$).

Periodontal enstrümantasyon direkt olarak monolitik zirkonya yüzeyini etkilemiyor gibi görünse de materyalin yapısı gereği ağız ortamında uzun zaman geçirince yapısı ve pürüzlülüğü değişmektedir. Yapılan periodontal tedavilerin çoğu oluşabilecek pürüzlülüğü azaltma eğilimindedir. Beş yıllık yaşılandırılan monolitik zirkonya örneklerde ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün pürüzlülüğü artırıcı etkisi olduğu tespit edilmiştir. Pat ile politür işleminin genel olarak pürüzlülüğün azalmasında katkısı olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonya, periodontal enstrümanlar, pürüzlülük

Proje no: D-DA21/04

Bu proje Başkent Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) tarafından desteklenmiştir.

ABSTRACT

Dilan Işıldak, Evaluation of the Effects of Different Periodontal Instrumentations on Roughness of Monolithic Zirconium Surfaces. Baskent University Institute of Health Sciences, Doctoral Program in Periodontology, 2023.

Zirconia dental prostheses are widely used in dental practice. However, the effect of periodontal instrumentation and polyturing procedures performed as part of professional dental cleaning on monolithic zirconia dentures has not been fully investigated. This *in vitro* study aims to evaluate the effects of different periodontal instrumentation and polyturing procedures on monolithic zirconia surface roughness.

240 samples, 8x8 mm in size, prepared by cutting from zirconia blocks, were sintered according to the manufacturer's instructions. The aging procedures of the samples were carried out for 1 year and 5 years by means of Thermocycler Sd Mechatronic device. After aging, the samples were divided into five groups: control groups (n = 20), handpiece instrumentation groups (n = 60), sonic instrumentation groups (n = 60), ultrasonic instrumentation groups (n = 60) and polyturing groups (n=40). While no treatment was applied to the control groups (Ka-Kb) other than aging, the handpiece, sonic and ultrasonic instrument groups were divided into three groups as the groups that did not undergo any further treatment after the first treatment (EG1a, EG1b, SG1a, SG1b, UG1a, UG1b), as the groups that were treated with paste and polyturing (EG2a, EG2b, SG2a, SG2b, UG2a, UG2b) and air-powder spraying system and polyturing (EG3a, EG3b, SG3a, SG3b, UG3a, UG3b). Polyturing was applied to the polyturing groups with a paste (PG1a, PG1b) or air-powder spray system (PG2a, PG2b) without applying an instrument. The surface roughness of each sample was measured using a profilometer device and an atomic force microscope.

The only group with a roughness difference in the one-year aging groups was found between PG1a and PG2a ($p<0,05$). The Ra, Rz and Rmax values of the one and five-year aged groups applied the same procedures were similar ($p>0,05$). Most of the differences in multiple comparisons of the five-year-aged groups were found between the control and treatment groups. There was a significant difference in the roughness of the UG1b-UG3b, UG2b-UG3b and EG3b-UG3b groups between the treatment groups ($p<0,05$). The group with high roughness that makes the difference is the group in which polyturing (UG3b) is applied with the air-powder spray system after ultrasonic instrumentation ($p<0,05$).

Although periodontal instrumentation does not seem to affect the monolithic zirconia surface directly, its structure and roughness change when it spends a long time in the oral environment due to the nature of the material. Most periodontal treatments tend to reduce the roughness that may occur. In monolithic zirconia samples aged for five years, it was determined that the polyurethane increased the roughness with the air-powder spray system after ultrasonic instrumentation. It can be said that the polishing process with the paste contributes to the reduction of the roughness in general.

Keywords: monolithic zirconia, periodontal instruments, roughness

Project no: D-DA21/04

This project was supported by Başkent University Scientific Research Projects (BAP).

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Periodontal Hastalığın Etiyolojisi.....	3
2.2. Periodontal Hastalık.....	4
2.3. Cerrahin Olmayan Periodontal Tedavi	9
2.4 Cerrahi Olmayan Periodontal Tedavide Kullanılan Enstrümanlar	10
2.4.1 El aletleri	10
2.4.2 Güç kaynaklı enstrümanlar	13
2.4.3 El aletleri ve güç kaynaklı enstrümanların kıyaslanması	16
2.4.4 Politür	20
2.4.4.1 El aleti ile politür (porte politür)	21
2.4.4.2 Döner alet ile politür	22
2.4.4.3 Hava-toz püskürtmeli sistem ile politür	24
2.5 Yüzey Pürüzlülüğü ve Periodontal Sağlık	31
2.5.1 Diş yüzeyi	32
2.5.2 Protetik restorasyon marjinleri	32
2.6 Protetik Restorasyonlar	32
2.7 Yaşlandırma	37
2.8 Paralelometre	37
2.9 Yüzey Özelliği Değerlendirme	37
2.9.1 Profilometre	38
2.9.2 Atomik kuvvet mikroskobu	39

3. GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1. Çalışmada Kullanılan Örneklerin Hazırlanması.....	42
3.2. Yaşlandırma.....	42
3.3. Deney ve Kontrol Gruplarının Oluşturulması ve Uygulanan İşlemler.....	43
3.3.1 Kontrol grupları.....	46
3.3.2 El aleti uygulanan gruplar	46
3.3.3 Sonik enstrüman uygulanan gruplar	47
3.3.4 Ultrasonik enstrüman uygulanan gruplar	48
3.3.5 Pat ile politür uygulanan gruplar	49
3.3.6 Hava-toz püskürtme sistemi uygulanan gruplar	50
3.4 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri	51
3.4.1 Profilometre.....	51
3.4.2 Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)	51
3.5 Örneklem Genişliğinin Belirlenmesi	52
3.6 İstatiksel Analiz	53
4. BULGULAR	54
4.1. Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı.....	54
4.2. Profilometre Bulguları.....	54
4.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu Sonuçları.....	69
5. TARTIŞMA	75
5.1. Bir Yıllık Yaşlandırılmış Gruplar	76
5.1.1 Sadece enstrümantasyonlar	76
5.1.2 Enstrümantasyon ve politür.....	77
5.1.2.1 Enstrümantasyon sonrası pat ile politür	77
5.1.2.2 Enstrüman sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür	79
5.1.3 Sadece politür	81
5.2 Beş Yıllık Yaşlandırma	82
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	87
KAYNAKLAR	88

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 1. Sınıf içi korelasyon katsayısı	54
Tablo 2. Grupların ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	55
Tablo 3. Bir yıllık yaşlandırılan kontrol grupları ile diğer grupların karşılaştırılma sonuçları	56
Tablo 4. Beş yıllık yaşlandırılan kontrol grupları ile diğer grupların karşılaştırılma sonuçları	57
Tablo 5. Bir yıllık yaşlandırma yapılmış ikincil olarak uygulanan işlemleri aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları	58
Tablo 6. Beş yıllık yaşlandırma yapılmış ikincil olarak uygulanan işlemleri aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları	59
Tablo 7. Aynı işlemler uygulanan bir ve beş yıllık yaşlandırılmış grupların karşılaştırılma sonuçları	60
Tablo 8. Bir yıllık yaşlandırılmış ve ilk uygulanan enstrümantasyonu aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları	61
Tablo 9. Beş yıllık yaşlandırılmış ve ilk uygulanan enstrümantasyonu aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları	62
Tablo 10. Aynı yaşlandırma sürelerine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları	66
Tablo 11. Bir yıllık yaşlandırma süresine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon farklı olan grupların karşılaştırılma sonuçları	67
Tablo 12. Beş yıllık yaşlandırma süresine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon farklı olan grupların karşılaştırılma sonuçları	68
Tablo 13. Atomik kuvvet mikroskobu ölçüm değerleri	69

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfalar
Şekil 1. Zirkonya faz geçişleri	35
Şekil 2. Ra ve Rz diyagramı	39
Şekil 3. Kumaşa dikilen örnekler	43
Şekil 4. Thermocycler Sd Mechatronik cihazı	43
Şekil 5. Bir yıllık yaşlandırma yapılan örneklerin alt grup tablosu	44
Şekil 6. Beş yıllık yaşlandırma yapılan örneklerin alt grup tablosu	45
Şekil 7. BEGO Paraskop ve kontrol paneli	46
Şekil 8. Akril platform ve yuvaya yerleştirilmiş örnek	46
Şekil 9. Kullanılan Gracey küretler ve paralelometreye yerleştirilen Gracey küret	47
Şekil 10. Sonik enstrümantasyon düzeneği	48
Şekil 11. Ultrasonik enstrümantasyon düzeneği	49
Şekil 12. Pat ile politür düzeneği	50
Şekil 13. Hava-toz püskürtmeli sistem ile politür düzeneği	49
Şekil 14. GPower çıktısı	52
Şekil 15. Örneklem genişliği grafiği	53
Şekil 16. Kb, UG1b, UG2b ve UG3b gruplarının Ra değeri grafisi	63
Şekil 17. Ka, PG1a, PG2a gruplarının Ra ve Rz değerleri grafisi	63
Şekil 18. Kb, EG1b, EG2b ve EG3b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerleri grafisi	64
Şekil 19. Kb, PG1b ve PG2b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerleri grafisi	64
Şekil 20. Kb, EG1b, SG1b ve UG1b gruplarının Ra ve Rmax değerleri grafisi	65
Şekil 21. Kb, EG2b, SG2b, UG2b, PG1b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerleri grafisi ...	65
Şekil 22. Kb, EG2b, SG2b, UG2b, PG1b gruplarının Ra ve Rz değerleri grafisi	65
Şekil 23. Ka grubu AFM görüntüleri	70
Şekil 24. Kb grubu AFM görüntüleri	70
Şekil 25. EG1a grubu AFM görüntüleri	70

Şekil 26.	EG1b grubu AFM görüntüleri	70
Şekil 27.	EG2a grubu AFM görüntüleri	70
Şekil 28.	EG2b grubu AFM görüntüleri	71
Şekil 29.	EG3a grubu AFM görüntüleri	71
Şekil 30.	EG3b grubu AFM görüntüleri	71
Şekil 31.	SG1a grubu AFM görüntüleri	71
Şekil 32.	SG1b grubu AFM görüntüleri	71
Şekil 33.	SG2a grubu AFM görüntüleri	72
Şekil 34.	SG2b grubu AFM görüntüleri	72
Şekil 35.	SG3a grubu AFM görüntüleri	72
Şekil 36.	SG3b grubu AFM görüntüleri	72
Şekil 37.	UG1a grubu AFM görüntüleri	72
Şekil 38.	UG1b grubu AFM görüntüleri	73
Şekil 39.	UG2a grubu AFM görüntüleri	73
Şekil 40.	UG2b grubu AFM görüntüleri	73
Şekil 41.	UG3a grubu AFM görüntüleri	73
Şekil 42.	UG3b grubu AFM görüntüleri	73
Şekil 43.	PG1a grubu AFM görüntüleri	74
Şekil 44.	PG1b grubu AFM görüntüleri	74
Şekil 45.	PG2a grubu AFM görüntüleri	74
Şekil 46.	PG2b grubu AFM görüntüleri	74

SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ

μm	mikrometre
μm^2	mikrometre kare
A. actinomycetemcomitans	Aggregatibacter actinomycetemcomitans
AFM	atomic force microscopy (atomik kuvvet mikroskobu)
AGE	advanced glycation end products (ileri glikasyon son ürünleri)
ark.	arkadaşları
B. Forsyhtus	Bakteriodes. forsyhtus
C. gingivalis	Capnocytophaga gingivalis
C. ochracea	Capnocytophaga ochracea
CAD/CAM	computer aided design/computer aided manufacturing (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim)
CaO	kalsiyum oksit
CeO ₂	seryum oksit
cm	santimetre
DNA	deoksiribonükleik asit
DOS	diş eti oluğu sıvısı
e-DNA	ekstraselüler deoksiribonükleik asit
EG1a	bir yıllık yaşlandırma sonrası sadece el aleti uygulaması
EG1b	beş yıllık yaşlandırma sonrası sadece el aleti uygulaması
EG2a	bir yıllık yaşlandırma ve el aleti sonrası pat ile politür uygulaması
EG2b	beş yıllık yaşlandırma ve el aleti sonrası pat ile politür uygulaması
EG3a	bir yıllık yaşlandırma ve el aleti sonrası pat ile politür uygulaması
EG3b	beş yıllık yaşlandırma ve el aleti sonrası hava-toz püskürtemeli sistem ile politür uygulaması

g	gram
ICC	sınıf içi korelasyon katsayısı
IL	interlökin
Ka	bir yıllık yaşlandırılmış kontrol grubu
Kb	beş yıllık yaşlandırılmış kontrol grubu
kHz	kilohertz
LPS	lipopolisakkarit
LTD	düşük ısı bozunması
MgO	magnezyum oksit
MH	Martens sertlik sklası
microCT	micro computed tomography (mikro bilgisayarlı tomografi)
mm	milimetre
mPa	megapaskal
N	newton
<i>P. gingivalis</i>	<i>Porphyromonas gingivalis</i>
<i>P. micros</i>	<i>Peptostreptococcus micros</i>
PAR	proteazla aktive olan reseptör
PG1a	bir yıllık yaşlandırma sonrası sadece pat ile politür uygulanan grup
PG1b	beş yıllık yaşlandırma sonrası sadece pat ile politür uygulanan grup
PG2a	bir yıllık yaşlandırma sonrası sadece hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulanan grup
PG2b	beş yıllık yaşlandırma sonrası sadece hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulanan grup
PGE	prostoglandin
psi	inç kareye pound cinsinden uygulanan kuvvet
PSZ	partially stabilized zirconia (parsiyel stabilize zirkonya)

Ra	pürüzlülük ortalaması
Rmax	ölçülen ardışık beş pürüzlülük değerinin en büyüğü
rpm	revolutions per minute (dakikada devir sayısı)
Rz	ölçülen ardışık beş pürüzlülük değerinin ortalaması
S. gordonii	Streptococcus gordonii
S. intermedius	Staphylococcus intermedius
S. oralis	Streptococcus oralis
S. sanguinis	Streptococcus sanguinis
SEM	scanning electron microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SG1a	bir yıllık yaşlandırma sonrası sadece sonik enstrümantasyon uygulaması
SG1b	beş yıllık yaşlandırma sonrası sadece sonik enstrümantasyon uygulaması
SG2a	bir yıllık yaşlandırma ve sonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulaması
SG2b	beş yıllık yaşlandırma ve sonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulaması
SG3a	bir yıllık yaşlandırma ve sonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulaması
SG3b	beş yıllık yaşlandırma ve sonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulaması
T. denticola	Treponema denticola
T. forsythia	Tannerella forsythia
TGF	Transforme edici büyüme faktörü
TLR	toll-like receptor (toll benzeri reseptör)
TNF	tümör nekrozitan faktör
UG1a	bir yıllık yaşlandırma sonrası sadece ultrasonik enstrümantasyon uygulaması

UG1b	beş yıllık yaşlandırma sonrası sadece ultrasonik enstrümantasyon uygulaması
UG2a	bir yıllık yaşlandırma ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulaması
UG2b	beş yıllık yaşlandırma ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulaması
UG3a	bir yıllık yaşlandırma ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulaması
UG3b	beş yıllık yaşlandırma ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulaması
V. atypica	Veillonella atypica
V. parvula	Veillonella parvula
Y ₂ O ₃	itriyum oksit
Y-TZP	itriyum ile stabilize zirkonyum
Zr	zirkonyum
ZrO ₂	zirkonyum dioksit
ZrSiO ₄	zirkonyum silikat

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Zirkonya materyali birçok avantajlı özelliği sebebi ile diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bu özelliklerin başında kırılma dayanımı, çekme ve baskı kuvvetlerine direnç, sertlik ve dayanıklılığın çok yüksek olması gelmektedir. Elastik modülü ve termal genleşme katsayısı ise demir ve çelik yapılara benzemektedir. Bu dayanıklılık özelliklerinin yanı sıra düşük ısı iletkenliği, asit ve alkali ortamda korozyona ve aşınmaya direnci gibi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde sıkça kullanılır hale gelmiştir.(1) Sabit protetik restorasyonlar için metal alt yapılı seramik restorasyonların estetik özelliklerinin zayıf olması sebebi ile günümüzde zirkonya restorasyonlar tercih edilmektedir. Ancak, zirkonya materyalinin opak beyaz görüntüsü de istenilen estetik koşulları sağlamamaktadır. Bu sebeple zirkonya alt yapı üzerine seramik tabakalama yöntemi ile optimum estetik sağlanmaya çalışılmaktadır. Seramik tabakalaması ile elde edilen seramik veneer tabakası optik özellikleri iyileştirirken zirkonya ve seramik bağlantısının mekanik bir bağlanma olması sebebi ile sıkça seramikte atma “chipping” meydana gelmektedir.(2,3)

Zirkonyanın optik özelliklerini optimize etmek ve seramik veneerlemeye ihtiyaç duyulmamasını sağlamak için monolitik zirkonya geliştirilmiştir. Estetik açıdan iyileştirilirken mekanik özelliklerinin de geliştirildiği monolitik zirkonyanın kullanım endikasyonları genişlemiştir.(3) Aynı zamanda monolitik zirkonyanın yüksek bükülme direnci sebebiyle daha ince üretilebilmekte ve daha az preparasyon yeterli olmaktadır. Karşıt dişi aşındırma oranı ise doğal dişe benzer, hasta başı işlem süresi ve laboratuvar işlemleri de daha kısadır.

Ağız ortamında bulunan mikrobiyal çeşitlilik oldukça fazladır. Bu mikroorganizmalar çürük, periodontitis gibi dental hastalıklara sebep olmaktadır. Ağız içinde sert dokulara yapıştıklarında yaşayabilen bu bakteriler yüzeylerde oluşan pürüzlülüklere daha kolay tutunabilmektedir. Mine yüzeyindeki ilk kolonizasyonun yüzey düzensizliklerinden başladığı gösterilmiştir.(4) Yüzey pürüzlülüğünde 2 µm'lik bir pürüzlülük oluşumunun bakteriyel kolonizasyonda çarpıcı bir artışa yol açtığı gösterilmiştir.(5) Ağız içi sert dokularında pürüzlülüğün azaltılması dental hastalıkların önlenmesinde bir basamaktır.(6) Periodontal tedavinin temel amacı bakteri kolonizasyonlarını içeren biyofilm tabakasının uzaklaştırılmasıdır. Aynı zamanda tedavi sonrasında mümkün olduğunca pürüzsüz bir diş yüzeyinin oluşturulması gerekmektedir. Pürüzsüz diş yüzeyi tedavi sonrası hastanın ağız

hijyenini koruyabilmesi için önemlidir. Ağız ortamında doğal dişlerin yanı sıra restorasyonlar bulunabildiğinden periodontal sağlığın korunması için materyallerin yüzeylerinden biyofilm uzaklaştırılmalı ve pürüzlülükleri de giderilmelidir.(7)

Cerrahi olmayan periodontal tedavide kullanılan enstrümanlar çok çeşitlidir. Fakat temelde el aletleri ve güç kaynaklı enstrümanlardan oluşur. Diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanı sonrasında ise subgingival plağı uzaklaştırmak ve diş yüzeyini ve restoratif materyalleri biyofilm tabakasından arındırmak amacıyla politür uygulanabilmektedir. Bu amaçla politür lastiği ile pat, pomza, tebeşir tozu uygulanabildiği gibi hava-toz püskürtmeli sistemlerden de faydalanılabilir.(8,9)

Periodontal tedavide kullanılan enstrümanların doğal dişte aşınmaya ve pürüzlülüğe sebep olduğu kanıtlanmıştır.(10–12) Bu bilgiler ışığında, bu çalışmanın birincil sıfır hipotezi periodontal enstrümanların monolitik zirkonya üzerinde aşınma ve pürüzlülük oluşturmayacağı, ikincil sıfır hipotezi ise monolitik zirkonyanın farklı yaşlandırma sürelerinde pürüzlülük açısından benzer bulunacağı şeklindedir. Bu nedenle mevcut *in vitro* çalışmanın birincil amacı; el aleti, sonik enstrüman, ultrasonik enstrüman, pat ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün monolitik zirkonya üzerindeki etkilerini incelemektir. Bu çalışmanın ikincil amacı ise beş yıllık yaşlandırma sonrası oluşan değişiklikleri değerlendirmek ve elde edilen sonuçları bir yıllık yaşlandırma ile karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Periodontal Hastalığın Etiyolojisi

Periodontal sağlık, klinik olarak sondlama kanama, ödem, renk değişikliği, cep formasyonu atışman kaybı ve pü direnasyonu olmamasıdır.(13) Diş eti epiteli ve bağ dokusu, periodontal ligament bağ dokusu, sement, alveolar kemik gibi diş destekleyen periodontal dokular enfeksiyöz ve enflamatuvar karakterli periodontal hastalıklardan etkilenmektedir.(14–16)

Diş eti enflamasyonunun şiddeti öncelikle dental biyofilminin nicel ve niteliksel durumlarına bağlıdır.(17) Kötü ağız hijyeninin biyofilm birikiminde artışa neden olduğu ve bunun da periodontal hastalık sebebi olduğu kabul görmüştür. Bu bilgilere rağmen ağız bakımı kötü olan bireylerde periodontal hastalığın ilerlememesi veya ağız bakımı çok iyi olan hastalarda periodontal hastalık gelişmesi durumu soru işaretleri uyandırmıştır. Yapılan çalışmalarda hastalığa yatkınlığın dental biyofilm varlığında daha fazla etkilendiği bakterilerin diş eti dokularında gelişen enflamatuvar yanıtları başlatması ve sürdürmesi bakımından etkin olduğu bulunmuştur.(18) Periodontal hastalık bakteriyel kaynaklı olan etkiye karşı dokularda gelişen konağın immün sistemi ve enflamatuvar yanıtı arasında gelişen karmaşık etkileşim sonucu meydana gelen hastalıktır. Doku tahribatı konağın immün enflamatuvar yanıtı sonucu gerçekleşir.(19)

Biyofilm içerisinde yüzlerce farklı bakteri türü bulunmaktadır. Bu bakteriler ve bakterilerin virülans faktörleri periodontal dokularda konağın enflamatuvar cevap geliştirmesinde etkilidir. (20,21) Periodontal olarak sağlıklı bireylerde gram pozitif mikroorganizmalar (*Streptococcus sanguinis* (*S. Sanguinis*), *Streptococcus oralis* (*S. oralis*), *Staphylococcus intermedius* (*S. intermedius*), *Streptococcus gordonii* (*S. gordonii*), *Peptostreptococcus micros* (*P. micros*) baskınken daha az gram negatif bakteri (*Veillonella parvula* (*V. parvula*), *Veillonella atypica* (*V. atypica*), *Capnocytophaga ochracea* (*C. ochracea*) ve *Capnocytophaga gingivalis* (*C. gingivalis*)) bulunmaktadır.(22) Periodontitisli hastalarda ise daha çok gram negatif anaerobik basillerle birlikte anaerobik kok ve spiroketler baskındır. Bu mikroorganizmalar arasında ana etken *Porphyromonas gingivalis* (*P. gingivalis*), *Tannerella forsythia* (*T. forsythia*) ve *Treponema denticola* (*T. denticola*)’dan oluşan kırmızı kompleks

bakterileridir. *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (*A. actinomycetemcomitans*) ise özellikle genç erişkinlerde hastalıkla ilişkili diğer bir yaygın türdür.(22,23)

Periodontitis için modifiye edici olarak tütün ürünü kullanma, sistemik hastalık, hormonal durum, yaş ve kullanılan ilaçlar gibi bir çok faktör hastalığın klinik seyrini değiştirebilir.(17)

Tütün ürünü kullanımı periodontal hastalığın seyrinde önemli bir risk faktörüdür. En çok kullanılan tütün ürünü olan sigaranın genel sağlığa olumsuz etkileri bilinmekle birlikte periodonsiyum üzerinde mikroflorayı etkileme(24–27), konak yanıtını değiştirme(28–31) ve lokal(32,33) olarak bir çok etkisi bulunmaktadır. Bunun yanı sıra hastanın enflamatuvar cevabı genetik olarak belirlenmiş faktörlere bağlı bireysel özelliklerdir.(17)

Sistemik hastalıklar periodontal tedavinin seyrini ve tedaviye yanıtı değiştirebilir. Bu sistemik hastalıklardan periodonsiyumu en çok etkileyen ve bir risk faktörü olanı ise kontrolsüz diyabettir. Bu risk oranı diyabetsiz hastalara göre 2,9 kat fazladır.(34) Diyabet ve periodontitis çift yönlü bir ilişkiye sahiptir.(35) Kontrolsüz diyabetli hastalarda periodontitis görülme sıklığı ve hastalığın şiddetinde artış bildirilmiştir.(36) Diyabet konak cevabını değiştirir(37) ve glikolizasyon son ürünü olan ileri glikasyon son ürünleri “advanced glycation end products (AGE)” artışı ile damarlarda daralma olur ve bunun sonucunda kan dolaşımı bozulur.(38) Aynı zamanda periodontitis tedavisi diyabetin kontrol altına alınmasında önemlidir. Yani periodontal enflamasyonun diyabet üzerine de etkileri bulunmaktadır.(39,40)

Hastanın yaşı ise yine periodontitis seyri için modifiye edici faktörlerden biridir. İleri yaşlarda daha çok görülen sistemik hastalıklar bu durumda büyük etkindir. Yaşla beraber hastanın immün sistem yanıtındaki değişiklik periodontitisin immün-enflamatuvar yapısını etkiler. Ayrıca yaşla gelişen demans, Alzheimer ya da el koordinasyonunda oluşan zayıflık hastanın yeterli oral hijyeni sağlayamamasında etkilidir.(41)

2.2. Periodontal Hastalık

Gingivitis

Biyofilm kaynaklı gingivitis, gingival marjinde bakteri biyofilmi birikiminden kaynaklanan diş eti dokularının enflamatuvar bir yanıtıdır.(42) Gingivitis, ataşman kaybı

olmaksızın diş eti dokusunun enflamasyonu olup, birleşim epiteli apikale doğru yer değiştirmediyinden geri dönüşümlü bir hastalıktır.(43) Bu hastalığın klinik belirti ve semptomlarının yoğunluğu, bireyler arasında olduğu kadar bir dişte bölgeler arasında da farklılık gösterebilir.(42) Biyofilm birikiminin artması ve gingivitisin şiddeti arasında olumlu bir ilişki bulunmuştur.(44)

Gingivitis klinik bir teşhistir. Klinik bulguları arasında sondlamada kanama, ödem, eritem, diş eti oluğu sıvısı (DOS) artışı ve diş eti büyümesi yer alır. Radyografik bulgu çoğunlukla gözlenmez.(45) Gingivitisin teşhisi için kanama önemli bir parametredir. Periodontal sond gingival marjinden sulkus tabanına dişe paralel olacak şekilde sadece sondun ağırlığı kullanılarak ilerletilir. Sondlama sonucu kanama oluşan diş bölgelerinin yüzdesi gingivitis teşhisi için kullanılır. Kanama olan yüzeyler $\geq\%10$ ise gingivitis tanısı verilir. Kanama yüzdesi $\geq\%10$ ve $<\%30$ ise lokalize $\geq\%30$ ise generalize olarak sınıflandırılır.(17)

Sağlıklı diş etinde enflamatuvar infiltrat ya çok azdır ya da hiç yoktur.(46) Histopatolojik olarak gingivitisin incelenmesi ile konağın enflamatuvar yanıtı; başlangıç, erken, yerleşmiş ve ilerlemiş lezyon olarak dört evreye ayrılmıştır.(47) Bu evrelere göre, başlangıç ve erken lezyon daha çok mutlak ve klinik sağlığı; yerleşmiş lezyon daha çok kronik gingivitis; ilerlemiş lezyon ise gingivitisin periodontitise dönüşü ile periodontitisin histopatolojik özelliklerini göstermektedir.(19)

Başlangıç lezyonu mikroorganizmalardan arındırılmış diş yüzeyinde pelikül oluşumu sonrası 2-4 günlük biyofilm birikimini takiben verilen ilk enflamatuvar yanıttır. Etkilenen dokular lokal olarak birleşim epiteli ve koronaldeki sınırlı bir bağ dokusu şeklindedir. Bu safhada klinik olarak herhangi bir bulgu gözlemlenemese de histolojik olarak düşük dereceli enflamasyon bulguları mevcuttur. İlk olarak damarların vazodilatasyonu ve geçirgenliğinin artması ile bölgede polimorfonükleer lökosit miktarında artış görülür ve DOS miktarı artar.(19)

Biyofilm birikimi 7. güne gelindiğinde, başlangıç lezyonu erken lezyona dönüşür. Bağ dokusunda nötrofiller, makrofajlar, plazma hücreleri, lenfositler ve mast hücreleri gözlemlenir. Damar geçirgenliği artmaya devam eder ve böylece doku daha kızamık ve ödematöz bir hal alır. Fibroblastlar programlı hücre ölümü olan apoptozise uğrar ve yerlerini nötrofiller alır. Birleşim epitelinin apikalinde kolajen yıkımı gözlenir, gingival sulkus derinleşir ve enflamatuvar değişiklikler klinik olarak gözlemlenebilir hale gelir. (19)

Yerleşmiş lezyon ise biyofilm birikimden 2-3 hafta sonrasında görülür. Gingivitisin kronikleşme safhasıdır. Dokularda makrofajlar, plazma hücreleri T ve B lenfositler yoğunlukla

gözlenir. Kolajen yıkımları artarak devam eder. Gingivitis klinik olarak daha belirgin ve kolay teşhis edilebilir hale gelir. Yerleşmiş lezyon; periodontitis aşamasına geçmeden stabil kalabildiği gibi periodontitis başlangıcı olan ilerlemiş lezyona geçiş de görülebilir. Bu aşamaya etki eden ise, dental biyofilm ile içeriğindeki patojen bakteri miktarı, konağın enflamatuvar yanıtı ile sistemik hastalık durumu ve lokal faktörlerdir. Enflamasyon bu aşamadayken etkin biyofilm kontrolü ile geri döndürülebilir durumdadır.(19)

Biyofilm kontrolü sağlanamadığı durumda ise gingivitisten periodontitise geçiş olarak adlandırılan ilerlemiş lezyon aşaması başlayabilir. Ancak, bazı hastalar bu aşamada yıllarca kalabildiği gibi bazı hastalar ise periodontitise geçiş gözlenebilmektedir. Buna neden olan etken tam olarak ortaya çıkarılamamıştır. Bu aşamada devam eden kolajen yıkımı sonrası birleşim epiteli apikale doğru yer değiştirir ve ataşman kaybı ile kemik yıkımının başladığı görülür. Cep derinliğinde de artış izlenir. Dental biyofilm tabakası cep derinliklerine ilerler ve döngü konak aleyhine bu şekilde devam eder. Klinik ve histolojik olarak geri dönüşümsüz bir aşamaya geçilmiştir. (47) Gingivitis tedavi edilmediği taktirde periodontitis için risk faktörü sayılmaktadır. (48)

Periodontitis

Periodontitis yıkıcı doku kaybı ile seyreden diş eti destek dokularının enflamasyonudur. Birleşim epitelinin apikale migrasyonu ile periodontal ligament liflerinin kaybı sonucu klinik ataşman kaybı gözlenen, bağ dokusunun ve alveolar kemiğin de tahrip olduğu diş kaybına neden olabilen kronik bir hastalıktır.(49) Periodontitis histopatolojik olarak gingivitisin ilerlemiş lezyon aşaması sonrası konağa ve plağa bağlı faktörlerle doku kaybı oluşması ile ilerler.(47)

Biyofilm formasyonu hastalığın birincil etkeni olmasına rağmen asıl konak yanıtını başlatan virülans faktörleridir. Virülans faktörleri tarafından uyarılan konağın enflamatuvar mediatörler salgılaması ile doku yıkımı meydana gelir. Mikroorganizmaların doku yıkımına doğrudan etkileri çok azdır. Sahip oldukları virülans faktörler konağın immün-enflamatuvar cevabını etkiler ve bu cevap sonucu doku yıkımı meydana gelir. Bakterilerin konağı etkilediği virülans faktörleri ise lipopolisakkaritler (LPS), bakteriyel enzimler ve zararlı ürünleri, fimbria, bakteriyel deoksiribonükleik asit (DNA) ve ekstraselüler deoksiribonükleik asit (e-DNA)'tır.(19)

Çok büyük moleküller olan lipopolisakkaritler Gram (-) bakterilerin hücre zarında bulunur ve endotoksin görevi görürler. Bakteri hücrelerinin yapısal bütünlüğünü korumada önemli rolü olan lipopolisakkaritler hayvanlarda güçlü immün yanıt meydana getirirler. Hayvan immün sistemi toll benzeri reseptör “toll like receptors” (TLRs) aracılığı ile LPS’i tanımak üzere evrimleşmiştir. TLRs patojenle ilişkili moleküller modelleri “pathogen associated molecular patterns” tanıyan hücre yüzeyi reseptörleridir. TLRs’in uyarılması hücre içi mekanizma tetiklenir ve patojenlere karşı enflamatuvar mediyatör üretimi artar, immün hücreler farklılaşır ve böylece etkili bir immün yanıt gelişir.(50) Önemli bir periodontopatojen olan *P.gingivalis* hem TLR-2 hem de TLR-4 tarafından tanınabilecek atipik bir LPS formuna sahiptir. Gram (+) bakterilerin hücre zarında bulunan lipoteikoik asit ise TLR-2 tarafından tanınır ve LPS’e göre immün yanıt etkisi daha zayıftır.(51)

Bakteriler aynı zamanda direkt doku tahribatına sebep olan enzimler ve metabolik artıklar üretir. Üretilen enzimler kolajen, elastin ve fibronektin gibi periodonsiyumun yapısal proteinlerini parçalayabilen proteazlardır. Bakteriyel proteazlar konak tepkilerini bozar, doku bütünlüğünü tehlikeye atar ve dokuların mikrobiyal istilasını kolaylaştırır.(52) *P. gingivalis*, periodontal patogeneizde rol oynayan iki sınıf sistein proteaz üretir. Bunlar gingipain (gp)’ler olarak bilinir ve lizine özgü gingipain Kgp ile arginine özgü gingipainler RgpA ve RgpB’yi içerirler. Gingipain’ler, bağışıklık sistemini modüle edebilir ve immün-enflamatuvar tepkiyi bozabilir; böylece potansiyel olarak artan doku yıkımına yol açabilir. Gingipain’ler hücre kültür sistemlerindeki sitokin konsantrasyonlarını azaltabilir ve TNF- α ’yı sindirerek inaktive eder. Gingipain’ler ayrıca proteazla aktive olan reseptör (PAR)’lerin aktivasyonu yoluyla sitokin salgılanmasını uyarabilir. Bakteriler tarafından üretilen diğer ürünler metabolik artıklardır. Bunlar amonyak, hidrojen sülfür ve kısa zincirli yağ asitleridir (büterik asit, propiyonik asit vb). Metabolik atıklar doku hasarına sebep olduğu gibi kısa zincirli yağ asitleri aynı zamanda konak immün yanıtını indükleyip sitokin üretimine etki edebilir.(19)

Bazı bakteri türlerinin, özellikle *P. gingivalis*’in fimbriaları da periodontal patogeneizde rol oynayabilir. *P. gingivalis*’in fimbriyası, immün yanıtları uyarır (IL-6 salgılanması gibi) ve *P. gingivalis*’in başlıca fimbriyal yapısal bileşeni olan FimA’nın, TLR-2 yoluyla bir diş eti epitel hücre hattında nükleer faktör- κ B ve IL-8’i uyardığı gösterilmiştir. Aynı zamanda *P. gingivalis*’in FimA’sı monositleri uyarak IL-6, IL-8 ve TNF- α salgılanmasını uyarır. *P. gingivalis* fimbriyası TLR-2 sinyalinin aracılık ettiği IL-12 üretimini inhibe eden hücre içi sinyal yollarını aktive etmek için kompleman reseptörü-3 ile etkileşime girer. IL-12, epitel hücreleri gibi *P. gingivalis* ile enfekte olmuş konakçı hücrelerin öldürülmesinde önemli olabilen doğal

öldürücü hücrelerin ve CD8+ sitotoksik T hücrelerinin aktivasyonunda önemli olduğundan, bu klinik açıdan önemli olabilir.(53)

Bakteriyel DNA, TLR-9 aracılığıyla bağışıklık hücrelerini uyarır. e-DNA, tüm biyofilmlerde ve her yerde bulunan bir bileşendir. Biyofilmlerdeki bakterilerin kromozomal DNA'sından bakteri hücresinin parçalanmasından sonra ortaya çıkar.(54)

Virülans faktörlerin etkisine konak enflamatuvar mediyatörler aracılığı ile yanıt verir. Konak enflamatuvar mediyatörleri sitokinlerdir. 'Sitokin', vücutta çok çeşitli hücreler tarafından üretilen, birçok fizyolojik yanıtta önemli bir rol oynayan, bir dizi hastalığın patofizyolojisinde yer alan ve terapötik potansiyele sahip bir grup protein hücre düzenleyicisi için kullanılan bir terimdir.(55) Sitokinler, inflamatuvar sistemlerin modülasyonunda merkezi bir rol oynar. Sadece lenfositler, monositler, makrofajlar ve granülositler gibi bağışıklık hücreleri tarafından değil, aynı zamanda epitel hücreleri, endotel hücreleri ve fibroblastlar tarafından da üretilirler. Bazıları pro-enflamatuvar, bazıları ise anti-enflamatuvar fonksiyonlara sahiptir. Pro-enflamatuvar sitokinler; intelökin-1 (IL-1), IL-6, IL-8, IL-11, IL-12, IL-15, IL-17, IL-21, IL-22, IL-23, IL-32, IL-34, TNF- α ve PGE2, anti-enflamatuvar sitokinler ise; IL-1 reseptör antagonisti (Ra), IL-4, IL-10, IL-12, IL-13, IL-18, IL-27, IL-33 ve tümör büyüme faktör (TGF- β)'dür.(56)

Gingivitisin erken lezyon safhasında enflamasyon çözülmezse, bakteriyel antijenler lenfositler, makrofajlar ve dendritik hücreler tarafından işlenir ve sunulur. Genel olarak, T-lenfositler ve B-lenfositler olmak üzere iki farklı lenfosit alt kümesi, doğuştan gelen bağışıklık hücreleri tarafından antijenler sunulduktan sonra hücre dışı ve hücre içi patojenleri tanımak için evrimleşmiştir.(50)

B-lenfositler, yüzeylerinde antijen reseptörleri olarak işlev gören immünoglobülin molekülleri taşır. Hümorale bağışıklıkta çözünür bir immünoglobülin formu olan antikor, hücre dışı boşluklardaki patojenleri ve yabancı maddeleri bağlamak için B lenfositlerinin aktivasyonunu takiben salgılanır.(50) B hücrelerinin aktivasyonu, antikor yanıtının olgunlaşmasında önemli bir adımdır. Ciddi periodontal lezyonlarda B hücreleri baskın antijen sunan hücrelerdir, bu da B hücresi antijen sunumunun daha önceden aktive edilmiş T hücrelerinin daha fazla aktivasyonuna neden olabileceğini düşündürür.(57)

Gecikmiş aşırı duyarlılık durumunda, T hücreleri, hücre aracılı bağışıklığın efektörleridir. T lenfosit antijen reseptörü, patojenlerin peptit parçalarını tanıyan immünoglobuline benzer zara bağlı bir moleküldür. Çeşitli T hücresi alt grupları, enfekte olmuş hedef hücreleri öldürür

ve makrofajları, B hücrelerini ve diğer T hücrelerini aktive eder. Bu nedenle, T-hücreleri hem humoral hem de hücre aracılı yanıtların düzenlenmesi için gereklidir. Klasik olarak T-lenfositler; CD4 veya CD8 moleküllerinin hücre yüzeyi ekspresyonuna dayalı olarak alt kümeler halinde sınıflandırılmıştır. CD4+ T-hücreleri (T-yardımcı hücreler) başlangıçta sitokin üretim modellerine göre T-yardımcı 1 ve T-yardımcı 2 olarak adlandırılan iki alt gruba ayrılır. T hücresi alt kümeleri de B hücrelerinin davranışında önemlidir. Efektör ve baskılayıcı hücreler olarak antagonistik roller oynayan CD4 T hücresi alt kümesi olan iki hücre, T yardımcı 17 ve T düzenleyici hücreleri de tanımlanmıştır.(50) Kronik periodontitis bölgelerinde T-yardımcı 17 hücreleri gözlenir ve periodontal lezyonlarda T-yardımcı 17 ile ilgili sitokinler üretilir.(57) T düzenleyici hücrelerin periodontal doku hasarında koruyucu rolü vardır. T düzenleyici hücreler periodontal hastalık bölgelerinde bulunur.(50)

Diğer önemli antijen sunan hücre ise makrofajlardır. Miyeloid soyundan gelen fagositik hücreler olan makrofajlar, partiküler antijeni verimli bir şekilde alan, homeostaz ve savunmada vazgeçilmez bir rol oynayan geniş çapta dağılmış hücrelerdir. Mekanizmayı tam olarak anlamamıza rağmen, doğuştan gelen ve adaptif sistemlerin enflamatuvar yanıt ve doku yıkımında koordineli olarak yer aldığı açıktır. Bağışıklık sisteminin tüm unsurlarının dahil olduğu periodontal hastalık durumunda, enflamatuvar mekanizmalar ve sinyaller düzensizdir.(50)

2.3. Cerrahi Olmayan Periodontal Tedavi

Periodontal hastalık ilk kez 19. yüzyılın ikinci yarısında Dr. John Riggs tarafından Riggs hastalığı olarak tanımlanmıştır. O zamanlar periodontal tedavi için altın standart, diş eti rezeksiyonuydu. Ancak periodontal cerrahiye karşı çıkan Riggs, 1876'da bir makalesinde profilaksi kavramını öne çıkarmış ve cerrahi olmayan periodontal tedavi yöntemini bildirmiştir.(58) Cerrahi olmayan tedavi hala periodontal tedavinin önemli bir parçası olmaya devam etmektedir. Periodontal ceplerin enstrümantasyonu, cerrahi olmayan tedavi sırasında gerçekleştirilen en önemli prosedürlerden biridir.(58)

Periodontal hastalığın birincil etkeni biyofilm olmakla birlikte en fazla diş taşına tutulum sağlamaktadır.(59) Periodontal hastalıklar, duyarlılığı olan bir konakçıda dental biyofilm bakterileri tarafından başlatılır. Biyofilm bakterileri tarafından meydana gelen saldırı ve konak savunması arasındaki denge bozulduğunda periodontitis gelişir.(60) Epidemiyolojik çalışmalar

temizlenmeyen diş yüzeylerindeki dental biyofilm varlığı ile periodontitis arasındaki bağlantıyı göstermektedir.(61) Dental yüzeylerdeki biyofilmi kaldırmak aynı zamanda biyofilm birikimini arttıran yüzey pürüzlülüklerini azaltmak için “diş taşı temizliği” ve “kök yüzeyi debridmanı” periodontal hastalıkların tedavisinde ilk başvurulacak tedavi basamağıdır.(62) Diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanı sonrası patojenik mikrobiyaya değişimi meydana gelir ve denge konak lehine döner. Böylelikle enflamasyonda azalma ile sondlanabilir cep derinliğinde ve ataşman kaybında azalma beklenir.(63)

Cerrahi olmayan periodontal tedavi sırasında diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanının başarısını etkileyebilecek faktörler bulunmaktadır. Bunlar arasında diş yüzeyi düzensizlikleri, kök şekli, furkasyon varlığı, cep derinliği gibi lokal faktörler olabileceği gibi; hekimin teknik hassasiyeti, hasta kooperasyonu ve tedavi için hasta başında geçirilen zaman gibi diğer faktörler de oldukça etkilidir.(64) Fakat cerrahi olmayan periodontal tedavinin en önemli kısmı kök yüzeyi debridmanının dikkatli yapılması ve hastanın ağız hijyeninde en iyi seviyede olmasıdır. Bu nedenle, enflamatuvar periodontal hastalıklar için tedavinin temel ve etkili bir bileşeni olarak diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanını destekleyen önemli kanıtlar vardır.(65)

2.4. Cerrahi Olmayan Periodontal Tedavide Kullanılan Enstrümanlar

Periodontal tedavilerde kullanılan enstrümanlar çok çeşitlilik göstermektedir. Diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanı için kullanılan enstrümanlar değişik tiplerde tasarlanmıştır. El aleti ya da sonik-ultrasonik tip aletler supragingival ve subgingival eklentileri uzaklaştırmak için tasarlanmıştır.(8) Diş taşı ve kök yüzeyi debridmanı sonrası uygulanan politür işlemi içinse; lastik veya fırça uçla beraber pat ve/veya pomza kullanılabildiği gibi, hava toz püskürtmeli sistemler de kullanılmaktadır.(9)

2.4.1 El aletleri

Cerrahi olmayan periodontal tedavi için kullanılan enstrümanlar uygulama yapılacak bölgeye, farklı açılara göre dişin kronundan ve kökünden; dental biyofilmi, kalsifiye depozitleri, etkilenmiş sementi ve cep içindeki yumuşak dokuyu uzaklaştırmak için üretilmiştir. El aletlerinin imalatında en çok paslanmaz çelik kullanılır. Yüksek karbon içerikli çelikten

Üretilmiş el aletleri bazı klinisyenler tarafından üstün bulunmuştur. Yüksek karbon içerikli elik, paslanmaz çeliğin dönüşümlü sıcaklıklar altında ısıl işleme maruz kalarak üretilmesi ile elde edilir ve normal çeliğe göre daha keskin ve daha uzun ömürlüdür.(19) Klinik kullanımda kretuvarlar ve küretler yaygın şekilde kullanılmaktadır.(66)

Kretuvarlar orak şeklinde olup düz bir yzeyeye ve keskin sivri bir uçta birleşen iki kesme kenarına sahiptir. Kretuvarlar supragingival eklentiler ve diş taşlarını uzaklaştırmak için klinik pratiğinde en çok kullanılan el aletleridir. Çekme hareketi uygulanarak kullanılır. Subgingival alanda aletin çift taraflı aktif yüzeyi sebebi ile yumuşak dokuya zarar vermeden çalışmak zordur.(19)

Kretler derin subgingival diş taşlarını uzaklaştırmak ve kök yüzeyi temizliği için tercih edilen el aletidir. Kretler kretuvarlardan daha ince yapılıdır ve aktif yüzeyleri haricinde keskin nokta ve köşeleri yoktur. Genel itibariyle daha yuvarlak hatlı el aletleridir. Bu sebeple yumuşak doku travması daha aza indirgenir. Kesitlerinde keskin yüzeyi dişbkey taban ile yarım daire şeklinde görünür. Hem tek hem çift uçlu aletler bulunmaktadır. Kretler niversal ve alan spesifik Gracey küretler olmak üzere iki tip üretilir.(19)

Üniversal küretler, dişlerin çoğu bölgesine yerleştirilebilen kesici kenarlara sahiptir. Bıçak boyutu, sapın açısı ve uzunluğu değişebilir. Üniversal kretlerin çalışan yüzeyleri terminal alt gövdeye 90⁰ derece açı yapar. Kretin bıçak kısmı ise uçtan sona kavislidir. Barnhart kretleri, (#1-2 ve #5 6), Columbia kretleri, (#13-14, #2R-2L ve #4R-4L). Younger-Good, (#7-8) McCall's (#17-18) ve Indiana University (#17-18) niversal kretlere örnektir.(19)

Alan spesifik küretler ise Gracey küretler'dir. Gracey küretler, dişlerin belirli anatomik bölgelerine uyum sağlamak için tasarlanmış ve aılandırılmıştır. Gracey kretlerin çalışan yüzeyi ile terminal alt gövde 70⁰ aı yapmaktadır. Bu küretler ve modifikasyonları, karmaşık kök anatomisine en iyi adaptasyonu sağladıkları için subgingival diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanı için en iyi alet olarak görülmektedir. Gracey kretleri niversal kretlerden ayıran çalışan bölgelerin sayısı, boyun açıları, aktif ucun eğimi gibi özelliklerdir. Gracey küretler tek uçlu olarak 14, çift uçlu olarak 7 adet şeklinde üretilmektedir. Çift uçlu Gracey kretlerin bölgesel kullanımları ise; #1-2 ve #3-4 anterior dişler, #5-6 anterior dişler ve premolarlar, #7-8 ve #9-10 posterior dişlerin fasial ve lingual yüzeyleri, #11-12 posterior dişlerin mezial, #13-14 ise posterior dişlerin distali şeklindedir.(19)

El aletleri debridman yaparken yıllardır altın standart olmuştur. Periodontal tedavi

sırasında supra ve subgingival depozitlerin temizlenmesinde çok uzun süredir yaygın olarak kullanılmaktadırlar. El aletleriyle enstrümantasyon hekimin kontrol sağlaması açısından tercih edilmektedir. Aynı zamanda hekime daha başarılı bir şekilde dokunma hissi sağlar.(58) Başarıları ise hem klinik olarak hem de mikrobiyolojik olarak çok uzun zamandan beri kanıtlanmış durumdadır.(67)

Bu kanıtı sağlayan klinik çalışmalardan biri cerrahi olmayan periodontal tedavi ve bölgeyi direkt görmek için modifiye Widman flap ile uygulanan kök yüzeyi debridmanını karşılaştırır. Çalışmada periodontal tedavi için 4 mm'den derin cepler seçilmiştir. Bir kadrana cerrahi olmayan, diğer kadrana modifiye Widman flap ile kök yüzeyi debridmanı uygulanmıştır. Hastaların idame fazları sıkı takip edilmiştir. Klinik olarak plak indeksi, gingival indeks, cep derinliği ve ataşman kaybı parametlerine bakılmış ve takibi 2. ve 5. yıllarda yapılmıştır. Çalışmanın sonucu olarak her iki tedavi seçeneğinde ölçümlerinin benzer olduğu ve tedavinin esas başarısının kök yüzeyini etkin şekilde debride etmeye bağlı olduğu belirtilmiştir.(68)

El aletleri ile yapılan diğer bir çalışmada ise cerrahi olmayan periodontal tedavi 6 aylık süre ile takip edildiği belirtilmiştir. Çalışmaya 16 hasta ve 111 bölgede 6mm'den derin cepler dahil edilmiş. Çalışmaya dahil edilen bölgelerden sondlamada kanama, cep derinliği, klinik ataşman kaybı gibi klinik parametelerin yanı sıra mikrobiyal örnekler de alınmıştır. 6 aylık takip süresi sonrası ise klinik parametrelerde olumlu değişimlerle birlikte mikrobiyal yük miktarında azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tedavi sonrası cep içerisinden alınan örneklerle dayanarak periodontopatojenlerden *P.gingivalis*'in tamamen yok olduğu fakat *A. Actinomycescomitans*'ın mevcudiyetini devam ettirdiği bildirilmiştir.(69)

Kök yüzeyi debridmanının klinik ve mikrobiyolojik sonuçlarını göstermek için yapılan bir çalışmada ise sadece el aleti kullanılmıştır. Bu klinik çalışmaya 26 hasta dahil edilmiş olup başlangıçta ve 1. ayda klinik parametrelere ek olarak polimeraz zincir reaksiyonu 'polymerase chain reaction' (PCR) ile *Bakteriodes. Forsyhtus* (*B. Forsyhtus*), *P. gingivalis* ve *A. actinomycescomitans* incelenmiştir. Başlangıçta en çok bulunan bakteri *B. forsyhtus* olmuştur. Tedavi sonrası *B. forsyhtus* ve *P. gingivalis* seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı düşüşler bildirilmiştir. *A. actinomycescomitans* seviyelerinde ise anlamlı fark bildirilmemiştir.(70)

El aletleri üzerine yapılan araştırmalarda diğer bir konu ise, kök yüzeyinden sert doku uzaklaştırma miktarıdır. *In vitro* olarak yapılan bir çalışmada kök yüzeyinde el aletleri ile 20

darbe sonrası 60 µm sert doku uzaklaştırıldığı bulunmuştur.(71) Başka bir çalışmada ise diş yüzeyine uygulanan kuvvet ile yüzeyden uzaklaştırılan doku miktarının doğru orantılı olduğu bulunmuştur.(72)

1970'li yıllarda yapılan çalışmalarda, endotoksinlerin semente tutunarak fibroblast gelişimini ve fibroblastların semente tutunmasını engellediği bildirilmiştir.(73) Bunun üzerine de periodontal hastalık tedavisi için etkilenmiş tüm sementi kök yüzeyi debridmanı ile uzaklaştırmayı önermişlerdir.(74)

Ancak, konu üzerine yapılan çalışmalar devam ettikçe endotoksinler, semente penetrasyonları ve kök yüzeyi debridmanı açısından mevcut kanıtlarda değişiklikler meydana gelmiştir. Nakib ve ark. sağlıklı dişleri endotoksin solüsyonu içerisinde bekletip, endotoksinlerin semente penetrasyon derinliklerini incelemiştir. Endotoksinlerin semente penetre olma derinliğini incelemek için indirekt immünflorasan yöntemi kullanılmıştır. Sonuçlarda ise endotoksinlerin zayıf bağlanma ile semente tutunduğu ve penetrasyon gerçekleşmediği bildirilmiştir.(75) Endotoksinlerin dağılımlarını inceleyen diğer bir çalışmada ise dişlerin su ile 1 dakika yumuşak bir şekilde yıkanması ve döner fırça ile yavaşça politür uygulanması sonucu kök yüzeyinde sırası ile %39 ve %60 endotoksinlerden arınma ve temizlenme gözlemlenmiştir.(76)

Yapılan bu çalışmalar sonucu, cerrahi olmayan periodontal tedavi kapsamında sementin agresif bir şekilde kazınmasının gereksiz olduğu ve kök yüzeyinin travma oluşturmada eklentilerden ve endotoksinlerden uzaklaştırılmasının yeterli olduğu gösterilmiştir. (76,77)

El aletleri kullanılarak yapılan cerrahi olmayan periodontal tedavideki başarılı sonuçların yanı sıra el aletlerinin hasta ve hekim için dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar işlemin uzun zaman alması ile hasta ve hekim için yorucu olmasıdır.(78) Kök yüzeyi debridmanı işlem başarısının özellikle el aleti kullanımında hekim tecrübe ve becerisine bağlı olarak değişiklik gösterdiği bilinmektedir. Aynı zamanda tedavi edilen bölgedeki anatomik zorluklar tedavinin başarısındaki önemli faktörlerdendir.(79)

2.4.2 Güç kaynaklı enstrümanlar

Salınım jeneratöründe üretilen yüksek titreşim enerjisi, enstrümanların ucuna iletilir ve cihaza göre 2-42 kHz frekanslarda titreşimlere neden olur. Genlik 10 ila 100 µm arasında

değişir. Mikro titreşim, soğutma suyu altında diş taşlarını kırar ve kaldırır. Ultrasonik ve sonik enstrümanların diş yüzeylerinden diş taşlarını çıkarmadaki etkinlikleri farklılık gösterir.(80)

Güç kaynaklı enstrümanlar, orijinal olarak supragingival kullanım için tasarlanmıştır ve avantajları arasında daha az operatör yorgunluğu, kullanım kolaylığı, soğutma sıvısı ile temizleme etkisi ve görüş kolaylığı vardır.(81)

Dezavantajları ise, kök yüzeyi debridmanı yapmak için hacimli çalışma uçlarını derin periodontal ceplere yerleştirmenin zorluğu, kök yüzeyine zarar verme riski, soğutma suyuna rağmen yumuşak dokuyu ve pulpayı etkileyebilecek ısı oluşumu, aerosol kontaminasyonu; hasta açısından ise yüksek ses, kötü tat ve soğutucu su sebebi ile hassasiyet sayılabilir.(80–82) Ayrıca, klinisyenin dokusal kontrolü kaybedebilmesi de dezavantajlar arasında sayılmaktadır. Ancak, bunun yalnızca geçici nitelikte olabileceği ve operatörün zamanla duyuyu yeniden kazanabildiği bildirilir.(81,83) Enstrümanın fiziksel koşulları sebebi ile oluşan sorunların üstesinden gelmek için, çalışma ucunun tasarımı, subgingival veya furkasyon alanlarında kullanım için birkaç üretici tarafından modifiye edilmiştir.(81) Enstrümantasyonun uygulamasında basınç, zaman, güç ayarı, titreşimlerin şekli ve enstrüman uçlarının keskinliği, yüzeyindeki düzensizliklerin oluşumunu etkileyen olası faktörlerdir.(84)

Güç kaynaklı enstrümanlar sonik ve ultrasonik olmak üzere iki tiptir. Ultrasonikler ise çalışma ve etki mekanizmalarındaki farklılık sebebi ile magnetostriktif ve piezoelektrik olmak üzere ikiye ayrılır.(85)

Sonik enstrümanlar

Sonik aletler, çalışma ucunun elektriksel titreşimlerinden ziyade mekanik titreşimlerini kullanır. Sonik enstrüman ucu, 2 ila 6 kHz arasında değişen frekanslarda diş ünitelerinden gelen basınçlı hava ile titreşir. El aleti içi boş bir çubuk, bir rotor ve birkaç lastik O-halkadan oluşur. Basınçlı hava, el aletindeki içi boş çubuktan geçmeye zorlanır. Rotor, bilimsel olarak açılı bir dizi deliğin üzerindeki içi boş çubuğu çevreleyen 6 mm genişliğinde ince bir metal halkadır. Hava 10 delikten kaçır ve rotorun titreşmesine neden olur; bu da tüm çubuğun titreşmesini tetikler. Sonik enstrümanın çalışma hareketi genellikle eliptiktir. Bir soğutucu gerekli olmasa da, kullanımı akustik akış ve lavaj yoluyla etkiyi artırır.(81)

Piyasada bulunan bazı sonik enstrümanlardan Titan®; 6,5 kHz (StarDental, Lancaster, PA), SonicFlex®; 6,0 kHz (Kavo, Biberach, Almanya), Quixonic®; 6,0 kHz (Dentsply, Des

Plaines, IL), Emie® 560; 6,0 kHz (Micron Co. Ltd, Tokyo, Japonya) ve Synea® ZA-55L; 6,0 kHz (W&H, Bürmoos, Austria)'dır.(81)

Sonik enstrümanın, klinik etkinlikleri ve daha az ağrıya neden olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır.(81) Fakat aletin ucunun hareketi için gerekli olan hava basıncının serbest bırakılması nedeniyle sonik enstrümanlar yüksek yoğunluklu gürültü seviyesine sahiptir.(80)

Ultrasonik enstrümanlar

Ultrasonik titreşimler, ses dalgalarıyla aynı türden olup insan kulağının duyabileceğinden daha yüksek bir frekans aralığında mekanik titreşimlerdir.(86) Ultrasonik enstrümanlar, elektrik enerjisini piezoelektrik veya magnetostriksiyon yoluyla ultrasonik dalgalara dönüştüren, detartraj ve kök yüzeyi debridmanını kolaylaştırmak için tasarlanmış jeneratörler tarafından çalıştırılır.(80) Sonuç, olarak ultrasonik enstrümanlar çalışma prensiplerine göre magnetostriktif ve piezoelektrik olarak iki çeşittir.(85)

Ultrasonik aletler ilk üretildiğinde büyük ve kaba şekilli olmaları sebebiyle periodontal cep içerisine uygulama zorluğu bulunduğu için, tasarımları zamanla geliştirilerek daha ergonomik hale getirilmiştir.(85) Ultrasonik aletlerin şekillerinin incelik uzayacak şekilde farklı tiplerde üretilmesi ile dar ve derin alanlarda kök yüzeyinin debridmanı kolaylaşmıştır.(67) Ultrasonik cihazların etkinliğini değiştirebilecek pek çok faktör bulunmasına rağmen en önemlileri; uygulanan basınç ve enstrümanın genliğidir. Bu parametreler aletin uygulandığı yüzeydeki pürüzlülük ile doğru orantılıdır.(87)

Magnetostriktif enstrümanlar

1847 yılında James Prescott Joule tarafından keşfedilmiştir.(87) Bu magnetostriktif dönüştürücü, el aleti ile bağlantı oluşturmak için çalışma ucuyla devam eder. Elektrik akımının geçişi ile, başlık parçası içindeki bir bobin, alternatif akıma göre genişleyip büzülerek manyetik alana tepki verir. Bu hızlı genişleme ve büzülme, çalışma ucuna iletilen titreşimlere neden olur. Magnetostriktif enstrümanlarda ya bir düz metal şerit kümesi (Cavitron® ; 25 kHz; Dentsply, Des Plaines, IL) ya da bir ferromanyetik malzeme çubuğu (Odontoson® ; 42 kHz; Odont-wave, Fort Collins, CO) dönüştürücü görevi görür.(81) Bu etki, bir manyetik alanın belirli

ferromanyetik malzemelerin uzunluğunu değiştirme yeteneğine dayanır. Magnetostriktif enstrümanların ucu eliptik veya dairesel bir şekilde hareket eder.(81)

Piezoelektrik enstrümanlar

Piezoelektrik etkinin ilk ispatı 1880'de Curie kardeşler tarafından gerçekleştirilmiştir.(87) Piezoelektrik özelliği, bazı kristallere uygulanan mekanik basınç veya gerilime etkisi ile elektrik yükünü alması ya da elektrik potansiyelini değiştirmesidir. Bu yükün uygulanan basınçla orantılı olduğu gösterilmiştir. Uygulanan stres malzemede bir voltaj meydana getirmektedir. Piezoelektrik malzemeler tersinebilirdir yani stres uygulandığında elektrik potansiyel üreten malzemeler elektrik alanla birlikte stres ve mekanik etki oluşturabilir.(87)

Piezoelektrik enstrümanlarda, dönüştürücü tamamen el aleti içinde bulunur ve çalışan uç ek parçasına bağlı değildir. Çalışma ucu küçüktür ve el aletine kolayca takılır. Reaktif kristallere uygulanan alternatif elektrik akımı, daha sonra ultrasonik titreşimler olarak çalışan uca iletilen boyutsal bir değişikliğe neden olur. Piezoelektrik enstrümanın uç hareketi doğrusaldır.(81)

Piyasada bulunan bazı markalar arasında Piezon Master®; 27–30 kHz (EMS, Nyon, İsviçre), ENAC®; 30 kHz (Osada Electronics Co. Ltd, Tokyo, Japonya), Solphy®; 27–29 kHz (J-Morita Corp., Tokyo, Japonya), Amdent®;25 kHz (Amdent, Nynashamn, İsveç), ve Suprasson®; 30 kHz (Satelec, Merignac, Fransa).(81)

2.4.3. El aletleri ve güç kaynaklı enstrümanların kıyaslanması

El aletleri ve ultrasonik enstrümanların karşılaştırılması

El aletleri ve ultrasonik aletleri karşılaştıran bir çalışmaya 4-6 mm cep derinliklerine sahip 18 periodontitisli hasta dahil edilmiş ve çalışmada yarım-çene '*split-mouth*' olarak cerrahi olmayan periodontal tedavi uygulanmıştır. Tedavi sonrası 8. haftada değerlendirilen cep derinliği kanama indeksi ve diş eti oluğu sıvısında azalma gibi klinik parametreler açısından anlamlı fark bildirilmemiştir. Araştırmacılar ayrıca ultrasonik aletle uygulanan tedavinin daha kısa sürdüğünü belirtmişlerdir.(88)

Oosterwaal ve ark. el aletleri ve ultrasonik aletler ile cep derinlikleri 6-9 mm olan 12 periodontitisli hasta dahil ettikleri çalışmada *yarım-çene* olarak çalışılarak plak indeksi, sondlamada kanama ve cep derinliği gibi klinik parametrelerin yanı sıra bakteri sayımı ve kültür sonuçları değerlendirmiştir. Klinik parametreleri tedavi öncesi, 7., 21. ve 49. günlerde almışlardır. Tedavi sonrası el aleti ve ultrasonik alet ile işlem yapılmış bölgelerde 4mm ve altına düşen cep derinlikleri toplamda tedavi edilen bölgelerin sırasıyla %53 ve %43'üne denk gelmektedir. 49 gün sonra yapılan mikroskopik incelemede ise her iki grubun da sağlıklı diş eti ile benzer olduğu bildirilmiştir. Klinik ve mikrobiyolojik olarak iki grup açısından hiçbir zaman diliminde farklılık bulunamamıştır.(89)

El aletleri ve daha ince ve kısa olarak modifiye edilmiş bir ultrasonik alet kullanılarak yapılmış olan bir başka çalışmaya 9 hasta dahil edilmiştir. Çalışmada tedavi başarısını değerlendirmek için cep derinliği, sondlamada kanama, mikroskopik bakteri sayımı ve diş eti oluşu sıvısında (DOS) elastaz seviyesine bakılmıştır. Araştırmanın sonuçlarında modifiye edilmiş ultrasonik aletin el aleti ile eşit derecede etkili olduğunu bildirilmiştir. Cerrahi olmayan periodontal tedavi için harcanan zaman ise diş başına el aleti için 5,9 dakika ve ultrasonik alet için 3,9 dakika olarak ölçülmüştür. Süreler arasındaki bu farkın anlamlı olduğu belirtilmiştir.(67)

Ultrasonik aletler ve el aletlerini karşılaştıran 33 hastanın dahil edildiği bir çalışmada klinik parametreler ve DNA-DNA hibridizasyon tekniği ile mikrobiyolojik ölçümler yapılmıştır. Mikrobiyolojik olarak *A. actinomycetemcomitans*, *P. gingivalis*, *T. forsythia* ve *Treponema denticola* miktarı belirlenmiştir. Ölçümler tedaviden önce, tedavi sonrası 3. ve 6. ayda alınmıştır. Ultrasonik aletle de el aletiyle de klinik parametre bakımından istatistiksel olarak anlamlı ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Tedavi sonrası 3. ayda *P. gingivalis*, *T. forsythia* ve *T. denticola* miktarlarında azalma bulunmuş ama yalnızca *P. gingivalis*'in azalmasının istatistiksel olarak anlamlı olduğu bildirilmiştir. Tedaviden sonra 6. ay bulgularında ise *T. forsythia* ve *T. denticola* miktarlarında ultrasoniklere kıyasla el aletinde istatistiksel olarak anlamlı fark bildirilmiştir. Her iki enstrüman seçeneğinin de kıyaslanabilir olumlu sonuç verdiği belirtilmiştir.(90)

El aletleri ve ultrasonik enstrümanları kök yüzeyinden madde kaldırma miktarı açısından değerlendiren bir çalışmada ultrasonik enstrümanların (11,6 µm) el aletlerine (108,9 µm) göre çok daha az madde kaybı oluşturduğu belirtilmiştir.(10)

El aleti ve sonik enstrümanların karşılaştırılması

Sonik enstrümanların etkinliklerini el aletleri ile kıyaslayan bir çalışmada kök yüzeyinde rezidüel olarak diş taşı varlığına bakılmıştır. Sadece sonik enstrüman, sadece el aleti ve sonik enstrüman ile el aletin kombine olarak kullanıldığı rastgele ayrılmış üç grupta, diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanı uygulanmıştır. Hastalar işlem sonrası üç ila altı hafta sonra klinik parametreler açısından tekrar değerlendirilmiştir ve bunun sonucuna göre periodontal cerrahi kararı alınmıştır. Cerrahi endikasyonu olmayan hastalar çalışma dışında tutulmuş, diğer hastalara flep cerrahisi uygulanmıştır. Cerrahi ile gruplarda rezidüel diş taşı varlığı değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçları; sonik enstrümanlar ile el aleti kombinasyonu kullanılan grubun diğer iki gruba göre daha başarılı olduğu, sonik enstrümanlar ile el aletlerinin etkinlikleri arasında tutarlı bir fark olmadığı şeklindedir.(91)

Sonik enstrümanlar ile el aletlerini karşılaştıran diğer bir çalışma kök yüzeyinden madde uzaklaştırılmasını *in vitro* olarak incelemiştir. Çalışmada çürüksüz periodontal sebeplerle çekilmiş ve daha önce detartraj yapılmamış mandibular keser dişler kullanılmıştır. Sonuçlarda sonik enstrüman kullanılan grupta (93,5 µm) el aleti kullanılan gruba (108,9 µm) göre daha az madde kaybı olduğu gözlenmiştir.(10)

Ultrasonik ve sonik enstrümanların karşılaştırılması

Ultrasonik ve sonik enstrümanların etkinliğini karşılaştırmayı amaçlayan bir çalışmada; iki tip enstrümanın da diş taşıyı tamamen kaldırmada etkili olduğu, ancak sonik enstrümanların önemli ölçüde daha fazla pürüzlülük ve madde kaybı meydana getirdiğini ortaya koyulmuştur.(92)

Bir diğer enstrüman etkinliğini karşılaştıran çalışmada ise, çekilmiş molar dişlere yapay olarak diş taşı oluşturulmuş ve furkasyon debridmanının başarısı ve gereken süre karşılaştırılmıştır. Sonuçlarda ise, ultrasonik ve sonik enstrümanlar arasında bir fark bulunamamıştır.(93)

Farklı sonik enstrümanların birbiriyle ve ultrasonik enstrümanlarla karşılaştırıldığı *in vitro* bir çalışmada kalan diş taşı miktarı, pürüzlülük ve diş maddesinin kaybı açısından değerlendirme yapılmıştır. Aynı zamanda mandibular kesici dişlerin proksimal kök yüzeylerinde işaretlenen test yüzeyini temizlemek için gereken süre de not edilmiştir. Yüzey

pürüzlülüğü incelemeleri taramalı elektron mikroskobu ile yapılmıştır. Sonuçlarda; sonik enstrümanların kendi içlerinde, ultrasonik aletlerin güç ayarı değişikliğinde farklılıklar bildirmişlerdir. Ultrasonik enstrümanlar maksimum güç ayarında istatistiksel olarak anlamlı pürüzlülük ve madde kaybı meydana getirdiği belirtilmiştir. İşlem süresi açısından fark bulunamamıştır. Sonik enstrümanlar ultrasoniklere göre daha verimli ve ekonomik açıdan daha ulaşılabilir bulunmuştur.(11)

Ultrasonik ve sonik enstrümanların subgingival mikroflora üzerindeki etkileri *in vitro* ve *in vivo* olarak araştıran bir çalışmada periodontal ceplerden toplanan plak örnekleri 10, 30 ve 60 s boyunca ultrasonik ve sonik titreşimlere tabi tutulmuştur. Bakteriyel süspansiyonlar, kalitatif değişiklikleri saptamak için karanlık alan mikroskobu ile incelenmiştir. Farklar doğrudan enstrümantasyonun uygulanan zaman periyodu ile ilgili bulunmuştur. Kültürel gözlemler, her iki işlemin ardından, toplam koloni oluşturan birimlerin sayısında belirgin bir artış göstermiştir. Ultrasonik ve sonik enstrümantasyon arasında mikroskobik veya kültürel verilerde hiçbir fark bulunmamıştır.(94)

Ultrasonik ve sonik enstrümanların kök yüzeyinden madde kaldırma miktarını araştıran bir çalışmada sonik enstrümanların (93,5 µm) ultrasonik enstrümanlardan (11,6 µm) çok daha fazla madde kaybı oluşturduğu bildirilmiştir.(10)

Magnetostriktif ve piezoelektrik enstrümanların karşılaştırılması

Magnetostriktif ve piezoelektrik enstrümanları karşılaştırmak için yapılan bir *in vitro* çalışmada uygulamada geçen süre ile diş taşı uzaklaştırma miktarı değerlendirilmiş; diş yüzeyi pürüzlülüğü (Ra) ölçülmüş ve enstrümantasyon öncesi ve sonrası SEM incelemesi yapılmıştır. Çalışmaların sonucunda ise, uygulama süresi ve diş taşı uzaklaştırma miktarı açısından fark bulunamamıştır. Bununla birlikte, yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde de SEM incelemesinde de piezoelektrik enstrümanın daha pürüzlü bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir.(95)

Başka bir *in vitro* çalışmada ise, yine uygulama süresi ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiştir. Enstrümanların çalışma süreleri kaydedilmiş ve oluşturdukları yüzey pürüzlülüğü SEM ile incelenmiştir. Uygulanan kuvvet açısından da her enstrümanda 2 grup oluşturulmuş ve 100 ve 200 g kuvvet uygulanan gruplara ayrılmıştır. Toplamda 4 gruptan oluşan çalışmada piezoelektrik ve magnetostriktif cihazların enstrümantasyonu için gereken ortalama süre sırasıyla 50:54 ve 41:10 olarak belirtilmiş; ancak aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Kök yüzeyi pürüzlülüğü için yalnızca 200 g kuvvet uygulanan

piezoelektrik grubuna kıyasla 200 g kuvvet uygulanan magnetostriktif enstrüman grubu için istatistiksel olarak anlamlı derecede daha pürüzlü olduğu sonucu bildirilmiştir.(12)

Hastaların diş taşı temizliği sırasındaki hissettikleri vibrasyon, işittikleri ses ve hastanın rahatsız olmasını değerlendirmeye yönelik yapılan klinik bir çalışmaya dahil edilen yetmiş beş hasta yarım çene tasarım ile tedaviye alınmıştır. Hastaların aynı taraftaki iki yarım çenesine piezoelektrik, diğer iki yarım çenesine de magnetostriktif enstrüman ile işlem uygulanmıştır. Sonuçlarda ise, hastanın rahatsızlığı ve titreşim için ortalama puanlar magnetostriktif cihaz için daha yüksek bulunmuştur. İki ultrasonik tip arasındaki gürültü seviyesi puanları ise neredeyse eşit olarak bildirilmiştir.(96)

2.4.4. Politür

Politür çok eski zamanlarda biliniyor olmasına karşın ilk kez modern diş hekimliğinin öncüsü kabul edilen Pierre Fauchard tarafından tanımlanmış ve politür üzerine tarifler verilmiştir. Verilen tarifler çeşitli sert materyallerin (mercan, yumurta kabuğu, istiridye kabuğu, tuz, mürekkep balığı iskeleti vb.) öğütülmesi ve elenerek çok ince partiküllü hale getirilmesi şeklindedir. Sonrasında ise, oluşan tozu ıslak bir sünger yardımı ile dişlere sürüp ovalanması anlatılmaktadır. Politür uygulamaları zamanla farklı tanımlar almış, uygulama için farklı tarifler kullanılmış ve yenilikler yapılmıştır.(97)

Enstrümantasyon sonucu kalan kök yüzeyinin pürüzlülüğü periodontal tedavide önemli bir durumdur.(98) Günümüzde politürün temel amacı, renklenme ve bakteri plağını çıkararak mümkün olan en düzgün yüzeyi elde etmektir ve kök yüzeyi debridmanından sonra cerrahi olmayan periodontal tedavinin son aşaması olarak düşünülebilir.(78) Amerika Dental Hijyenist Birliği “American Dental Hygienists Association” “oral profilaksi” tanımına diş politürünü de dahil etmiştir.(99) Politürün terapötik etkisi dental biyofilm tabakasının tutunamayacağı pürüzsüz yüzey oluşturmak şeklindedir. Dişlerdeki renklenmeler, oral hastalık veya yıkıcı süreç için etiyolojik faktör değildir. Bazı araştırmacılar renklenme çıkarma amaçlı politürü terapötik yararı çok az olan daha çok estetik kaygı sebebi ile kozmetik olarak uygulanan işlem olarak görmektedir.(100)

“Selektif politür”, 1976 yılında Clinical Practice of Dental Hygienist adlı kitapta adı geçen bir terimdir. Bu terim rutin olarak tüm dişlere politür yapmanın gerekli olmadığı temeline dayanır.(100) Ortaya atılan bu düşünce minenin dişin servikal bölgesine doğru incelendiği(101)

ve pomza ile 30 saniye uygulanan politür mine tabakasının dıştaki floridden zengin 4µm'sini aşındırdığını gösteren bir çalışmaya dayanmaktadır.(102) Fakat bu çalışmanın güvenilirliği örneklem boyutunun az olması, prosedürün ve tekniğin açık olmaması, değişkenlerin fazla miktarda olması gibi sebeplerle sorgulanmıştır.(103)

Kanıtı dayalı bakıldığında; günümüzde politür işlemleri hastaya özgü, dişlerdeki veya restorasyondaki renklenmeler değerlendirilerek politür endikasyon ve kontraendikasyonları dikkate alınacak şekilde uygulanır. Etik olarak uygulanacak politür tekniği, politür ajanları hastaya uygun şekilde seçilmelidir.(100)

Politür endikasyonları; dış etkenlere bağlı renklenmeleri uzaklaştırmak, uygulanacak bazı işlemler için (fissür örtücü, flor uygulaması vb) diş yüzeylerinin plaktan arındırılması, hasta motivasyonunun artması şeklindedir.(100) Kontrendikasyonları arasında ise; renklenme bulunmaması, akut gingival ve periodontal enfeksiyon, estetik restorasyon varlığı, politür materyallerine karşı alerjinin bulunması, diş çürüğü, dekalsifikasyon, mine hipoplazisi, açığa çıkmış dentin ya da sementin varlığı, hipomineralizasyon, yeni sürmüş dişler, solunum sistemi problemleri bulunan hastalar, diş eti çekilmesi, hassasiyet ve ağız kuruluğu bulunmaktadır.(104)

Başlangıç veya destekleyici periodontal tedavide politür için el aleti (porte politür),(100) düşük devirli döner aletler (anguldurva) ve bu aletlerin ucuna takılan lastikle birlikte kullanılan pat/pomza veya hava-toz püskürtmeli cihazlar sıklıkla kullanılır.(105)

2.4.4.1. El aleti ile politür (porte politür)

Porte politür, aşındırıcı maddeyi kama şeklinde, konik, turuncu, ahşap bir uçla diş yüzeyine sürtme şeklinde uygulanır. Minimum aerosol üretiminin yanı sıra gürültüsüzdür, portatiftir, dişlerin çeşitli yönlerine erişilebilmesi nedeniyle malpoze dişlerde rahat kullanılabilir ve minimum ısı üretir. Ancak zaman alıcıdır ve daha fazla güç gerektirmesi gibi dezavantajları vardır.(100)

2.4.4.2. Döner alet ile politür

Döner aletler dental ünitlere entegre cihazlardır. Farklı açılarda (düz, dik, ters açılı) tasarımları bulunmaktadır. Ayrıca dakikada yaptıkları devir sayısına (rpm) göre yüksek ve düşük hızlı olarak sınıflandırmaları da bulunmaktadır.(100)

Yüksek devirli döner aletlerde devirler 100.000-800.000 rpm arasında değişmektedir. Klinik kullanımda aeratör olarak isimlendirilen bu cihazlar daha çok restorasyon preparasyonunda kullanılmaktadır. Yüksek hızları politür işlemlerinin uygulanmasında bir engeldir.(100)

Düşük devirli döner aletlerin devirleri ise 5.000 rpm'e kadar olmaktadır. Klinik kullanımda anguldurva olarak isimlendirilen bu cihazların devirleri politür uygulamaları için uygundur.(100) Klinik pratikte rpm'i tahmin etme zor olduğu için her zaman mümkün olan en düşük rpm'de çalışılmalıdır.(104)

Triboloji bilmi temel olarak etkileşimli yüzeyler arasındaki sürtünme, aşınma ve lubrikasyona odaklanır.(106) Dental triboloji, ağız ortamında temas ve hareketle ilgili diş yüzeylerinin lubrikasyonu, sürtünme ve aşınmasının altında yatan mekanizmaları ele alan bilimdir.(107) Tribolojide aşındırıcılıkla ilgili iki ve üç cisimli aşınma tanımları mevcuttur.(108) Politüre entegre edildiğinde; iki cisimli aşındırma lastik ve diş yüzeyi şeklinde ifade edilirken, üç cisimli aşındırma lastik ile pat/pomza gibi bir aşındırıcı ajan eklenmesi olarak düşünülebilir. Döner alet sistemleri ile uygulanan politür enstrümanın ucuna takılan lastik veya fırça ile beraberinde aşındırıcı olarak pomza ve/veya pat kullanılır.(100)

Döner alet politür sistemlerinin etkinliği, kullanılan materyalin aşındırıcılığına, döner alet ucunun dönme hızına, diş yüzeyine uygulanan basınca ve politür işleminin süresine bağlıdır.(109) Politür işlemindeki aşındırıcılığı ise kullanılan aşındırıcı materyalin miktarı, partikül şekli, büyüklüğü ve sertliği ile döner aletin devri ve uygulanan kuvvet etkilemektedir. Döner aletin devri genelde ünite bağlı pedal ile ayarlanabilir olup, uygulanan basınç 20 psi'yi geçmeyecek şekilde klinisyen tarafından ayarlanmalıdır.(104) Yüksek devirde fazla kuvvet, aşınmayı da oluşan ısı miktarını da arttırmaktadır. Bu sebeple dokuda zararlı bir etki yaratmamak adına kontrollü çalışılması gerekmektedir. Politürde kullanılacak olan aşındırıcının partikül sertliği ise uygulama yüzeyinden daha sert olmalıdır. Rutinde kullanılan aşındırıcılar uygulama yüzeyi olan dişe nazaran serttir. Aşınma miktarını değiştiren bir diğer faktör partikül şeklidir. Daha yuvarlak veya küre biçiminde olan parçacıkların aşındırma hızı daha düşüktür.(100)

Pomza

Pomza, volkanik aktivite ile üretilen açık gri ve oldukça silisli bir malzemedir. Pomza tozu, diş minesi, altın folyo, dental amalgam ve akrilik rezinlerin parlatılmasında kullanılan çok ince öğütülmüş bir pomza türevidir. İdeal bir politür materyalinin iyi bir şekilde temizlik ve parlatma sağlamasının yanı sıra aşındırıcılığının az olması beklenmektedir.(110) Pomza mine üzerindeki renklemeleri çıkarmadaki etkinliği açısından test edilmiştir. Pomza ile minenin ortalama aşındırıcı derinliği önemlidir ve 1-15,6 µm arasında değişen bir ölçekte ortalama 12,1 µm derinliğindedir.(104) Toz halinde bulunan pomza bir likit ile karıştırılarak işlem uygulanır. Toz halinde uygulanması durumunda dişte fazla ısı ortaya çıkabilmektedir.(100)

Pat

Politür patları diş renklemelerini çıkarmak için anguldurva ve lastikle beraber uygulanan kullanıma hazır halde satılan ürünlerdir. Politürde pat kullanımının temel amacı diş yüzeylerini plaktan arındırmak ve pürüzsüz hale getirmektir. Patlarda bulunan aşındırıcı maddeler genellikle diş macunlarında bulunanlarla aynıdır. Farkları ise, içerdikleri maddelerin partikül boyutlarıdır. Profesyonel politür patlarında diş macununa kıyasla daha büyük partiküller bulunur. (104) Piyasada bulunan patlarda genellikle aşındırıcı, bağlayıcı, nemlendirici, renklendirici, koruyucu ve tatlandırıcı maddeler bulunur.(110) Kaba, orta ve ince gibi değişen partikül büyüklüklerinde aşındırıcılar mevcuttur. Sert, pürüzlü ve büyük partiküllü aşındırıcılar; yumuşak, pürüzsüz yuvarlak şekilli ve küçük partiküllü aşındırıcılara göre daha fazla aşınma ve pürüzlülük meydana getirirler.(104)

Dişteki diş etkenlere bağlı renklemeleri çıkarırken yüzeyde aşınma ve daha fazla pürüzlülüğe sebep olmamak için partikül boyutları dikkatle seçilmelidir. Daha büyük partikül boyutuna sahip kaba ve orta partiküllü patlar renk çıkarmada oldukça etkili olmalarının yanı sıra en aşındırıcı ve yüzey pürüzlülüğü arttırıcı etkiye sahiptir. Aşındırıcılığı fazla olan bu tiplerinde minede pürüzlülüğü arttırarak diş etkenlere bağlı renklenme ve plak tutma oranının da artmasına katkıda bulunur. Yani politürün asıl amacının tam tersi etkisi olmaktadır. Bunun yanı sıra ince partiküllü patlar uygulandığında ise, pürüzlülük artmadığından yüzey renklenme oluşumu ve plak tutulumu için daha dirençli hale gelir. Fakat ince partiküllü patlarda plak ve renklemeleri uzaklaştırmak daha zordur, zaman alır ve yüzeye daha fazla basınç uygulanması

gerekir. Klinisyenler ince partiküllü patların bu dezavantajları sebebi ile daha az etkili olduğunu düşünmektedir.(104)

Üreticiler genellikle politür patlarındaki bileşenlerin miktarını açıklamamaktadırlar. Bununla birlikte, en sık kullanılan aşındırıcılar pomza tozu ve kalsiyum karbonattır. Ticari politür patlarında kullanılan diğer aşındırıcı partiküller arasında alüminyum oksit (alümina), silikon karbür, alüminyum silikat, silikon dioksit, karbür bileşikleri, granat, feldspat, zirkonyum silikat, zirkonyum oksit, bor ve kalsiyum karbonat bulunur. Diğerleri zımpara, silika ve perliti içerir. Bunun dışında, gliserin en yaygın kullanılan bileşenlerden biridir. Ticari olarak hazırlanmış bazı politür patlarındaki florür içeriği hassasiyet için, hidrojen peroksit ise ağartma için ek avantajlar sağlayabilmektedir.(100,104)

Politür lastiği

Politür lastikleri yüzeylerdeki renklemeleri çıkarmak ve parlatmak için kullanılır. Sivri uçlu politür lastiği ise dar bölgelere ulaşmak amacı ile kullanılmaktadır. İdeal politür lastiği tasarımı, politürde kullanılacak pomza veya patı, lastiğin ortasındaki boşlukta tutar ve malzemeyi sabit bir oranda serbest bırakır.(100) Yapılan bir çalışmada, politür lastiğinin diş yüzeyine ortalama 4,5 saniye temas ettiği bildirilmiştir.(109)

Politür fırçası

Politür fırçası lastiğin tam olarak giremediği oklüzal yüzeydeki pit ve fissür renklemelerinin çıkarılması için önerilir. Açık sement ve dentin yüzeylerinde kullanımı kontraendikedir.(100)

2.4.4.3. Hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Hava-toz püskürtmeli “air polishing powder” sistemler dental işlemlerde ilk kez 1945 yılında restoratif amaçlı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Kullanılan aşındırıcı toz ise alüminyum oksittir.(111) Hava-toz sistemi ile politür ilk olarak 1970’lerin sonlarında kullanılmıştır.(112) Bu sistemde aşındırıcı partiküller olan toz, basınçlı hava ve su karışımıyla birlikte cihazdan çıkarak plak ve renklemelerin uzaklaştırılacağı yüzeye uygulanır.(113) Hava-toz püskürtmeli sistemler uygun kullanımla plak ve renklemeleri çıkarma konusunda

güvenli, verimli ve çağdaş bir yaklaşım sağlayabileceği gösterilmiştir.(114) Hava-toz püskürtmeli sistemlerin, dental ünite bağlanan taşınabilir tipleri ve dental ünitiden ayrı, bağımsız olarak kullanılabilen tipleri mevcuttur. Bağımsız ve ünite bağlanan el tipi hava-toz püskürtme sistemleri arasındaki farklılıkların değerlendirildiği herhangi bir çalışma saptanamamıştır. Bununla birlikte, elde tutulan ünite bağlanan cihazların toz haznesinin genellikle bağımsız hava-toz püskürtmeli sistemden daha küçük olduğu ve daha sık yeniden doldurulması gerektiği not edilmelidir. Ayrıca, bu cihazların hava türbini bağlantısına takılan hacimli toz haznesi el parçasının kullanımını zorlaştırabilir ve molar bölge gibi ulaşılması zor ağız içi alanlarda erişilebilirliğini azaltabilir.(9)

Lastik ve pat ile yapılan politür ile karşılaştırıldığında hava-toz püskürtmeli sistemlerin avantajları arasında daha az zaman, daha az operatör yorgunluğu ve daha verimli renklenme çıkarma sayılabilir.(9) Aynı zamanda hava-toz püskürtmeli sistemlerin amfizem oluşturma riski bulunmaktadır. Özellikle cerrahi müdahalede kullanılırken dikkat edilmesi gerektiği belirtilmektedir.(115)

Hava-toz püskürtmeli sistemlerde iki farklı mekanizma bulunur. Birinde; tozun bulunduğu haznenin içerisinden basınçlı havanın geçtiği ucu açık bir kanal bulunur. Basınçlı hava ucu açık kanalın sonunda bir hava akımı oluşturur. Haznenin içindeki hava akımıyla birlikte kullanılan aşındırıcı toz da cihazın ana püskürtme ucuna yönelir. Aşındırıcı tozu barındıran hazne tabanının yuvarlak hatları tozu üst kısımdaki çıkışa yönlendirmeye yardımcı olur. Aşındırıcının miktarı kapak kısmındaki eğimli bir deflektörün yer değiştirmesi ile düzenlenir. Cihazdan püskürtülen toz miktarı hazne içerisindeki toz miktarından bağımsızdır. Diğer tip hava-toz püskürtmeli sistem mekanizması ise; direkt tozun bulunduğu hazneye basınçlı hava gelmesi ve basınçlı hava-toz karışımının püskürtme ucuna yönlendirilmesi şeklindedir. Aşındırıcının miktarı düzenleyici bir vida ile ayarlanır. Hazne içerisinde bulunan toz azaldığında, püskürtülen toz miktarı ve cihazın işlevselliği azalır.(116) Cihazlarda hava ve toz aynı hattan gelirken su cihaz ucuna farklı bir hattan bağlanır. Hava-toz püskürtmeli sistemlerin işlevselliğine etki eden parametreler arasında hidropnömatik koşullar, uygulayıcı farkı ve aşındırıcı olarak kullanılan materyal bulunur.(9)

Hidropnömatik koşullar cihazın hava ve su basıncı değişimleriyle ilgili olan faktörlerdir. Cihazın etkinliği hava basıncı artışı ile doğru orantılıdır.(9) Su basıncı ile ilgili ise çelişen çalışmalar bulunmaktadır. Çalışmaların bir kısmı su basıncının cihazın etkinliğini değiştirdiğini, basınç arttıkça plak ve renklenmelerin uzaklaştırılmasının olumlu etkilendiğini

belirtmektedir.(117,118) Bu ilişkiyi de suyun basınçlı şekilde çıkmasının yıkama etkisini arttırması ve yüzeyden daha fazla madde kaldırmasıyla birlikte su ile beraber gönderilen tozun hızını arttırıcı etki yapması olarak açıklamışlardır.(119) Su basıncı artışının uygulamanın etkinliğini olumsuz etkilediğini bildiren çalışmalarda ise, basınçlı su ile toz partiküllerinin daha ufaldığını, ufalan partiküllerin ise plak ve renklenmelerde etkinliğinin azaldığını belirtmişlerdir.(120,121)

Uygulayıcıya bağlı faktörler arasında ise, cihazın ucu ile uygulanan yüzey arası uzaklık ve açıyla birlikte uygulama süresi bulunur. Cihazın ucuyla uygulama yüzeyi arasındaki mesafe azaldığında uygulanan yüzeyde oluşan defekt hacmi için ihmal edilebileceği bildirilmiştir. Bununla birlikte, mesafedeki azalmanın, defekt derinliğinde belirgin bir artışa sebep olduğu belirtilmiştir.(118) Dental politür uygulamasında uzaklığın az olması sebebiyle uygulama açısı değiştirmenin anlamlı fark oluşturmadığı bildirilmiştir.(118,122) Uygulama zamanı ise, diğer değişkenlere göre daha etkili bir parametre olarak saptanmıştır. Çalışmalarda aşınma en fazla en uzun süre uygulama yapılan gruplarda gözlenmiştir.(118,123) Uygulama yapılan yüzeyin sertliğinin de aşınmayı etkilediği bildirilmiştir. Daha sert yüzeylerde aşınma miktarları daha düşük bulunmuştur.(118)

Kullanılan aşındırıcıyla ilgili faktörler ise, aşındırıcının partikül büyüklüğü, şekli ve sertliğidir.(9) Aşındırıcı toz partiküllerinin yumuşak ve yuvarlak şekle sahip olması aşındırıcılığı azaltmada önemli etkiye sahiptir.(121) Partiküllerin boyutları için ise farklı görüşler bulunmaktadır. Büyük partiküllü aşındırıcıların daha fazla madde kaybına sebep olduğunu bildiren çalışmaların(123,124) yanı sıra tam tersini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır.(122,125) Piyasadaki aşındırıcı tozlar için bir standardizasyon bulunmamaktadır. Aynı içeriğe sahip farklı üreticiler tarafından üretilmiş ürünlerin farklılıkları mevcuttur.(126) Hava-toz püskürtmeli sistemlerde sodyum bikarbonat, alüminyum trihidroksit, glisin, kalsiyum karbonat, kalsiyum sodyum fosfosilikat ve eritritol içerikli aşındırıcılar bulunmaktadır.(100)

Sodyum bikarbonat

Sodyum bikarbonat 1980'lerden beri, hava-toz püskürtmeli sistemlerde kullanılmaktadır. Toksik olmaması ve suda çözünmesi nedeniyle ağız içi kullanım için ideal bir aşındırıcı olarak kabul edilir. Hava-toz püskürtmeli cihazlarında kullanılan sodyum bikarbonat tozlarının ortalama parçacık boyutu 250 µm'ye kadar çıkar ve kristaller yontulmuş bir şekle sahiptir.

Ortalama büyüklükleri ise 74 µm olmasına rağmen üreticiye göre değişmektedir.(9) Mohs sertlik skalasında değeri ise 2,5'tir.(100) Bikarbonat kristallerinin akışsal yapılarını devam ettirmek amacıyla hidrofobikliği artırmak için %0,8'e kadar silisyum oksit veya trikalsiyum fosfat ile işlenebilmektedir.(9)

Sodyum bikarbonat tozu ile hava-toz püskürtmeli sistemlerin sağlam mine yüzeylerinden supragingival plak ve renklenmeleri çıkarmada güvenli ve etkili olduğu kanıtlanmıştır ve klinik olarak önemli yüzey değişikliklerine veya madde kaybına yol açmaz. Biyofilm ve renklenmeyi çıkarmak için kullanılan el aletleri veya politür patı ve lastikle karşılaştırıldığında, sodyum bikarbonat hava-toz püskürtmeli sistem yaklaşık üçte bir daha az zaman alır. Bununla birlikte, minede erozyon meydana gelebileceğinden, demineralize mine yüzeylerde dikkatli kullanılması gerekmektedir.(9) Sodyum bikarbonatlı hava ile politür kök yüzeylerine direkt yönlendirildiğinde, önemli ölçüde aşınma meydana gelir.(117,127) Ayrıca, amalgam, altın veya kompozit gibi dolgu malzemelerinin yanı sıra cam iyonomer ve çinko fosfat gibi dolgu malzemelerinin önemli ölçüde aşınmasına veya matlaştırıcı etkilerine de yol açabilir.(9,117) Bu nedenle dolgu malzemeleri üzerine sodyum bikarbonat ile hava-toz püskürtmeli sistemin uygulamasından mümkün olduğunca kaçınılmalıdır. Bazı yazarlar, lastik ve pat kullanarak restorasyonların yeniden cilalanmasını önermektedir. Seramik restorasyonlarda ise, yüzey değişiklikleri (matlaşma veya madde kaybı gibi) daha az oluşmaktadır.(9) Subgingival politür uygulanırken yumuşak dokunun korunması çok önemlidir. Aşındırıcı olarak sodyum bikarbonatın, bağ dokusunu açığa çıkaracak kadar ciddi epitelyal erozyona sebep olduğu gösterilmiştir.(128) Oluşan erozyon sorunsuz bir şekilde iyileşmekle birlikte, diş eti çekilmesini önlemek için diş etine sodyum bikarbonat uygulamasından kaçınılması gerektiği bildirilmiştir.(129) Sodyum bikarbonat tozunun flep operasyonlarında kullanımının da etkili olduğu bulunmasına karşın basınçlı hava uygulamasının amfizem riski oluşturabileceği bildirilmiştir.(130)

Alüminyum trihidroksit

Sodyum bikarbonatın bazı hastalarda kullanımının kontrendike olması endişesiyle sodyum bikarbonat içermeyen bir hava-toz püskürtmeli sistem tozları piyasaya sürülmüştür. Alüminyum trihidroksit, 4 Mohs sertlik skalası değeri ve 80 ile 325 µm arasında değişen parçacık boyutuyla sodyum bikarbonattan çok daha aşındırıcıdır.(100,126)

Glisin

Glisin, bir amino ve bir karboksil grubuna bağlı tek bir karbon molekülünden oluşan basit, esansiyel olmayan bir amino asittir. Merkezi sinir sisteminde inhibe edici bir nörotransmitterdir. Sinir dışı dokuda glisin, genellikle biyolojik olarak nötr kabul edilir. Bununla birlikte, glisinin etkili bir anti-enflamatuvar, immünomodülatör ve sitoprotektif ajan olduğuna dair birçok kanıt vardır. Çok fazla sentez için de önemli bir substrattır. Glisin, günlük diyetle zaten bol miktarda bulunur ve yüksek dozlarda bile toksik olmadığı kabul edilir. Alerjen özelliği yoktur; ayrıca kokusuz, renksizdir ve suda yüksek oranda çözünür. Bu sebeplerden ağız içi kullanım için çok uygun görünmektedir.(131)

Sodyum bikarbonatın dokuda oluşturduğu erozyon etkisi üzerine daha doku dostu hava-toz püskürtmeli sistem aşındırıcısı arayışı başlamıştır. Glisin partikül büyüklüğü olarak sodyum bikarbonatın dörtte biri boyutundadır. Kristal yapılarının öğütülmesi ile elde edilen glisin tozunun partikül boyutu ortalama 45 µm'den küçük ve en fazla 60 µm civarındadır.(9) Mohs sertlik skalası değeri ise 2'dir.(100) Tozun akışkanlığını artırmak ve hava-toz püskürtmeli cihazda tıkanmaları önlemek için içerisine silisilik asit ve aerosoller eklenmektedir.(9)

Glisin içeren aşındırıcı toz ile sağlıklı mine yüzeyine uygulanan politürün plak ve renklenmeleri ortadan kaldırmada güvenilir ve etkin olduğu bildirilmiştir.(112,126) Dentin ve semente uygulandığında ise, sodyum bikarbonattan daha az aşınma oluşturduğu gözlenmiştir.(123,124) Karşılaştırma yapılan çalışmaların bir kısmında, glisinin partikül boyutunun sodyum bikarbonatından küçük olmasına rağmen, uzun süreli uygulandığında aynı aşındırıcılığa sahip olabileceği bildirilmiştir.(122,125,132)

Glisin ile hava-toz püskürtmeli politürün diş etinde meydana getirdiği değişikliği değerlendirmek için yapılan bir klinik çalışmada, glisin sodyum bikarbonat ve Gracey küretler karşılaştırılmıştır. Histolojik örnekler alınarak incelenmiş ve glisinin diğer gruplara göre epitelde daha az erozyon meydana getirdiği gözlemlenmiştir.(128)

Glisinin derin ceplerdeki etkinliğini araştıran bir çalışmada glisin kullanılan hava-toz püskürtmeli sistemin el aleti ile uygulanan kök yüzeyi debridmanından daha etkin plak kaldırdığı bildirilmiştir. Kretuvar ve küretlerle yapılan kök yüzeyi debridmanı ile karşılaştırılan glisin ile hava-toz püskürtmeli sistemin yakın dönem takiplerde canlı bakteri sayısı açısından

daha başarılı olduğu bulunmuştur. Doksan günlük takipte ise *P.gingivalis* sayısının glisin ile hava-toz püskürtmeli’de daha az olduğu bildirilmiştir.(49)

Kalsiyum karbonat

Kalsiyum karbonat doğada yumurta ve deniz kabuğu ya da kaya oluşumlarında bulunan bir maddedir. Mohs sertlik skalasında değeri 3’tür ve partikül boyutu 55 µm’dir.(126) Kalsiyum karbonat ile politürün mine, dentin, sement ve birçok restoratif materyal yüzeyinde defekt oluşturabileceği bildirilmiştir.(133)

Kalsiyum sodyum fosfosilikat

Kalsiyum sodyum fosfosilikat biyoaktif bir cam olarak hava-toz püskürtmeli sistemler içerisinde kullanılan en sert aşındırıcıdır. Mohs skalası değeri 6 ve partikül büyüklüğü ise 25-120 µm’ dir.(100,126)

Kalsiyum sodyum fosfosilikatın ilk kez piyasaya sürüldükten sonra, etkileri üzerine yapılan araştırmalarda mine, kompozitler ve cam iyonomerler için oldukça aşındırıcı ve tahrip edici olduğunu belirlenmiştir. Bu araştırmalar sonucunda ise, kalsiyum sodyum fosfosilikatın herhangi bir diş yapısı veya restoratif materyal üzerinde kullanılmaması gerektiği sonucuna varılmıştır.(100)

Eritritol

Eritritol dört karbonlu bir şeker alkolüdür. Düşük kalorili bir tatlandırıcı olarak kullanılmak üzere üretilmiştir. Sükroza göre daha tatlı olan eritritol, mısır veya buğday nişastasından enzimatik hidroliz ile üretilir. Gıdalarda güvenle kullanılan eritritolün birçok doğal üründe ve hayvan dokularında vücut sıvılarında endojen olarak bulunduğu gösterilmiştir. Eritritole ilişkin yapılmış tüm güvenlik çalışmaları, iyi tolere edildiğini ve hiçbir olumsuz toksikolojik etkiye yol açmadığını göstermiştir.(134)

Eritritol, ksilitol ve sorbitol gibi şeker alkollerinin genellikle karyojenik olmadıkları bildirilse de, periodontopatojen mikroorganizmalar ve biyofilm üzerindeki etkileri tam anlaşılmamıştır. *Streptococcus gordonii* ve *P. Gingivalis* ’ten oluşan heterotipik bir biyofilm modeli kullanılarak şeker alkollerinin biyofilm oluşumunu inhibe etme etkinliği değerlendirilmiştir. *Streptococcus gordonii* alt tabakası üzerine *P. Gingivalis* birikimini

azaltmada eritritolün ksilitol ve sorbitole göre daha etkili olduğu bulunmuştur. Bulunan sonuçlar, eritritolün, çeşitli yolaklar yoluyla biyofilm gelişimi üzerinde inhibe edici etkilere sahip olduğunu göstermektedir.(135)

Eritritolün Mohs skalası değeri 2, partikül büyüklüğü ise 14 µm olup glisin ve diğer hava-toz püskürtmeli sistemlerde kullanılan aşındırıcılardan daha küçüktür.(136) Eritritolün partikül büyüklüğü glisine göre daha küçük olduğundan aşındırıcılığı daha azdır. Fakat bu iki aşındırıcı toz çeşidini klinik ve mikrobiyolojik olarak karşılaştıran bir çalışmada arada istatistiksel anlamlı bir fark bulmamıştır.(137)

Benzer şekilde yapılan diğer bir çalışmada ise, eritritol ile uygulanan hava-toz püskürtmeli sistemi ile politür; el aleti kullanılarak yapılan kök yüzeyi debridmanı karşılaştırılmış; klinik değerlendirmeler açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamış; hasta toleransının eritritol grubunda daha iyi olduğu saptanmıştır. Ek olarak; tedavi uygulanan bölgelerde el aletleri ile işlem 85 saniye, eritritol ile hava-toz püskürtmeli sistem ile politür 5 saniye sürdüğü bildirilmiştir.(138)

Diğer bir klinik çalışmada ise kök yüzeyi debridmanına ek olarak; eritritol kullanılan hava-toz püskürtmeli sistem klinik ve mikrobiyolojik olarak test edilmiştir. Birinci ve üçüncü ayda yapılan kontrollerde test ve kontrol grupları arasında herhangi bir fark bulunamamıştır. Mikrobiyolojik analizde ise *P. gingivalis* 'in bağıl ekspresyon seviyesinin tedaviden bir ay sonra test grubunda kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük olduğu bildirilmiştir.(139)

Yapılan başka bir çalışmada ise klorheksidinli eritritol ve glisin *in vitro* olarak kumlanmış yüzeye sahip titanyum disklerde karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarında ise, eritritol ve klorheksidin kombinasyonu, test edilen tüm mikrobiyal suşlara karşı glisinden daha güçlü antimikrobiyal ve anti-biyofilm aktivitesi gösterdiği bildirilmiştir.(140)

Hägi ve ark. (2015) el aleti, ultrasonik alet, eritritol ve klorheksidin ile kombine eritritol kullanımını karşılaştırdıkları *in vitro* çalışmada biyofilm kaldırma etkinliği, oluşan yüzey pürüzlülüğü, işlemin madde kaldırma miktarları ve işlem sonrası yüzeye fibroblast tutunma miktarlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarında; bakteriyel azalma en fazla klorheksidin ile kombine eritritol kullanılan grupta, en az azalma ise el aleti kullanılan grupta bulunmuştur. Diğer gruplarla karşılaştırıldığında; en fazla madde kaybı el aleti grubunda bulunmuştur. Ultrasonik ve eritritol ile işlem gören örnekler en az madde kaybı gösteren ve en yüksek fibroblast re-ataşmanını destekleyen neredeyse hiç biyofilm tabakası bulundurmayan pürüzsüz yüzeyler olarak bildirilmiştir.(141)

Ultrasonik enstrümantasyonla eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli sistemini karşılaştıran klinik bir çalışmada ise gruplar arası fark bulunmamıştır. Eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün ultrasonik enstrümantasyona benzer sonuçlar verdiği bildirilmiştir.(142)

Periodontal enstrümantasyonun yumuşak doku üzerine etkisini domuzlar üzerinde araştıran bir çalışmada el aleti, ultrasonik alet, eritritol ve glisin ile uygulanan hava-toz püskürtmeli sisteminden oluşan dört grup incelenmiştir. Yumuşak doku tahribatının en az hava-toz püskürtmeli sistemlerde olduğu bildirilmiştir. Eritritol ve glisin içerikli gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.(143)

Yarım-çene tasarlanan klinik bir çalışmada; ultrasonik enstrümantasyonun ardından bir gruba hava-toz püskürtmeli sistem diğer gruba ise pat ile politür işlemleri yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda klinik parametreler açısından gruplar arası istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Hastaların memnuniyetine göre tercih ettikleri sistem ise hava-toz püskürtmeli sistemi olmuştur. Hasta başında geçirilen süre açısından da hava-toz püskürtmeli sistemin daha avantajlı olduğu bildirilmiştir.(144)

2.5. Yüzey Pürüzlülüğü ve Periodontal Sağlık

Ağız boşluğu, birçok farklı mikrobiyal tür tarafından sürekli olarak kontamine olur. Bu mikroorganizmaların çoğu, özellikle çürük ve periodontitisten sorumlu olanlar, ağızda ancak epitel gibi deskuame olmayan yüzeylere yapıştıklarında yaşayabilirler. Ağız içi sert yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü, bakteriyel retansiyon sürecinde klinik öneme sahiptir. Bu nedenle, pürüzlülüğün olmaması çürük ve periodontitisin önlenmesini kolaylaştırabilir.(6)

Plağın oluşma sürecini önemli derecede etkileyen yüzey pürüzlülüğünün yanı sıra yüzey serbest enerjisinin de önemi vardır. Hem *in vitro* hem de *in vivo* çalışmalar, supragingival plak oluşumunda her iki değişkenin önemini vurgulamaktadır. Pürüzlü yüzeyler plak oluşumunu ve olgunlaşmasını destekler, yüksek enerjili yüzeylerin ise daha fazla plak topladığı, plağı daha güçlü şekilde bağladığı ve spesifik bakterilerin bu enerjiye göre bağlanma gerçekleştirdiği bilinmektedir. Her iki değişken birbiriyle etkileşime girmesine rağmen, yüzey pürüzlülüğünün plak birikimi ve plak kompozisyonu üzerindeki etkisinin, yüzey serbest enerjisinin etkisinden daha belirgin olduğunu göstermiştir. Yüzey pürüzlülüğünde 2 µm'lik bir Ra değer artışının bakteriyel kolonizasyonda çarpıcı bir artışa yol açtığı gösterilmiştir.(5)

2.5.1. Diş yüzeyi

Mine yüzeylerindeki ilk kolonizasyonun, bakterilerin güçlü bir şekilde korunduğu yüzey düzensizliklerinden başladığı gösterilmiştir.(4) Subgingival olarak ise yüzey pürüzlülüğünün etkisi daha azdır. Cep kendi başına, yüzey pürüzlülüğünün subgingival plak bileşimi üzerindeki olası etkisini sınırlayan bir koruyuculuk sunar.(145)

Periodontal tedavinin amaçlarından biri edinilmiş birikimlerin uzaklaştırılması ve mümkün olduğunca pürüzsüz bir diş yüzeyinin oluşturulmasıdır. Pürüzsüz diş yüzeyi tedavi sonrası hastanın ağız hijyenini koruyabilmesi için önemlidir. El aletleri ile kontrolsüz güç ve ultrasonik enstrümanlarla yanlış teknik uygulandığında kök yüzeyinde düzensizlikler olduğu bildirilmiştir.(146) Periodontal enstrümantasyonlar sonrası politür uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde azalttığı gösterilmiştir.(11)

2.5.2. Protetik restorasyon marjınları

Dental restoratif materyallerin yüzeyinin cilalı ve pürüzsüz olması önemlidir. Pürüzlü yüzeyler; malzemenin esneme direncinin azalmasına, karşıt diş yüzeylerinde aşınmanın artmasına, yüzeylerin lekelenmesinde artmaya, plak ve diş taşı birikmesine neden olur. Bu faktörlerin ise ağız ve diş sağlığı üzerinde olumsuz etkileri vardır. Bu istenmeyen etkiler, dişlere mikroorganizmaların yerleşme ve kolonizasyonunu kolay hale getirmektedir.(7)

Dental restorasyonlarda pürüzlülüğün ortadan kaldırılması için uygulanan bitim ve parlatma işlemleri önemli bir basamaktır. Bitim ve parlatma yapılmış restorasyonlar periodontal sağlık, fonksiyonel etkinlik, hasta konforu ve estetik açıdan daha başarılıdır. Hastaların dilleri ile restorasyonlar üzerindeki 0,5 µm'den büyük pürüzlülükleri hissettiği tespit edilmiştir.(147)

2.6. Protetik Restorasyonlar

Protez temel olarak, vücutta kaybedilen eksik bir parçanın yerini doldurmak, tekrar işlevsel hale getirmek için üretilen ve kullanılan suni yapılardır. Diş hekimliği alanında ise; diş

eksikliklerinin giderilmesi, hastaya temelde çiğneme fonksiyonu kazandırılması için üretilen materyallerdir.(148) Diş eksikliklerini gidermek adına uygulanan protez tipleri temelde sabit ve hareketli protez olmak üzere ikiye ayrılır.(149)

Hastanın gereksinimlerine göre sabit protezler ile tek diş restore edilebildiği gibi tüm oklüzyonu rehabilite edecek şekilde de yararlanılabilir. Temel olarak hedeflenen, hastanın konforunu arttıracak şekilde çiğneme fonksiyonu kazandırmak ve diş arklarının sağlığını ve bütünlüğünü korumak olsa da, sabit protezler estetik olarak daha iyi görüneceğinden hastanın kendine güvenini de artırır. Diş hekimliğinde kullanılan sabit protetik restorasyonlar döküm metal, metal-seramik ya da tam seramik restorasyonlarla eksik dişleri rehabilite etme ve fonksiyon kazandırma işlevi görmektedir.(149)

Seramik

Seramik terimi, istenen özellikleri elde etmek için genellikle yüksek bir sıcaklıkta pişirilerek işlenen, esas olarak metalik olmayan inorganik bir malzemeden yapılan bir ürünü ifade eder. Bir sınıf olarak seramikler serttir, metallere kıyasla tokluğu düşüktür, katıdır, zayıf termal ve elektrik iletkenleridir ve diş restorasyonlarını imal etmek için dökülebilir veya makinede işlenebilir. Seramikler genellikle çok az plastik davranış gösterirler ve bu nedenle metaller veya polimerlerle karşılaştırıldığında kırılma kabul edilirler. Gerilme-gerinim eğrileri genellikle doğrusaldır ve plastik gerinim yoktur. Seramikler, restoratif diş hekimliğinde tam ve parsiyel kronlar, hareketli protezler ve rezin matrisli kompozit dolgu malzemeleri için partikül dolgu maddeleri olarak kullanılır.(150)

Porselen terimi ise, kaolin, kuvars ve feldspatın karıştırılması ve yüksek sıcaklıkta pişirilmesiyle oluşan spesifik bir bileşimsel seramik malzeme yelpazesini ifade eder. Seramik-metal restorasyonlar için diş seramikleri bu bileşim aralığına aittir ve genellikle dental porselenler olarak adlandırılırlar.(150)

Günümüzde hastalarda artan estetik beklenti, restorasyon malzemelerinin gelişim safhasını etkilemiştir.(151) Metal destekli seramik restorasyonların estetik özelliklerinin metal alt yapının yansıması nedeniyle çok iyi olmaması, alt yapı materyalinin korozyona uğraması ya da hastalarda alerjiye sebep olması marjinal uyumsuzlukları gibi olumsuz özellikleri bulunmaktadır.(152) Metal alt yapıli restorasyonların bu olumsuzlukları ve artan estetik beklenti, hekimleri daha estetik materyal kullanımına yönlendirmektedir.(153)

Sabit protezlerin estetik olarak geliştirilmesi adına metal alt yapısız cam seramik restorasyonlara ağırlık verilmiştir. Fakat cam seramiklerin kırılabilirlik, gerilime dayanıksızlık gibi mekanik yetersizlikleri sebebi ile zirkonya gibi yüksek dayanıklılığa sahip seramikler üretilmeye başlanmıştır.(151,154)

Zirkonyum

Zirkon materyali, antik çağlardan beri bir mücevher olarak bilinmektedir. Zirkon olarak adlandırılan bu form ($ZrSiO_4$) zirkonyum silikattır. Kaynağı zirkon taşı olan metalin adı zirkonyumdur ve Farsça zar (Altın) ve gun (Renk) kelimelerinden gelen Arapça zargon'dan (altın rengi) gelir.(155) Zirkonyum, atom numarası 40 ve mol ağırlığı 91,99 olan metalik bir elementtir ve periyodik tabloda IVB grubuna ve beşinci periyodunun ikinci geçiş serisine aittir. Erime sıcaklığı 1855 °C ve kaynama sıcaklığı ise 4409 °C dir.(156) Zirkonya yani zirkonyum oksit ise (ZrO_2), geçiş metali zirkonyumun (Zr) polikristal seramik dioksitidir.(157) Zirkonyum; zirkonil, zirkonat, zirkonyum oksit gibi çözünmeyen ancak kararlı tuzlar oluşturur. Zirkonyum oksit iyonları, pH arttığında kolayca polimerleşir.(156)

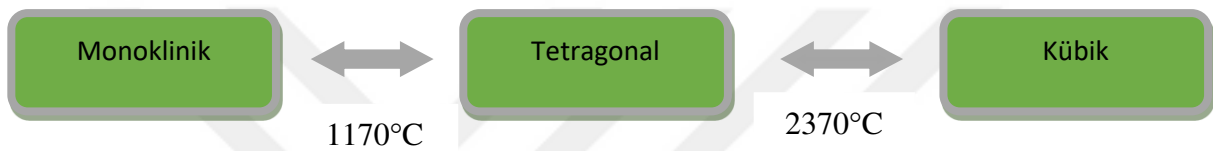
Zirkonya, 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı taşların ısıtılmasından sonra elde edilen reaksiyon sonrası bu haliyle tanımlanmış ve uzun süre nadir toprak oksitleriyle harmanlanarak seramik pigmenti olarak kullanılmıştır.(155) 1824'te Berzelius tarafından bir element olarak izole edilmiştir.(156)

Zirkonyum metal formunda serttir ve korozyona, ısıya ve aside dayanıklı olup aynı zamanda fiziksel özellikleri çelik ile eşittir.(155,156) Mekanik özelliklerinin yanı sıra, zirkonya, düşük sitotoksikite ve minimum bakteri adezyonu, termal iletkenliğinin azlığı ve alerjik potansiyelinin düşüklüğü gibi avantajlı biyolojik özelliklere sahiptir.(155,157) Zirkonyanın bükülme direnci 800 ile 1.000 MPa arasında değişir ve bu değer diğer diş seramiklerine kıyasla çok yüksektir.(158) Bu özellikleri sebebi ile 1970'lerden beri zirkonya tıpta ve diş hekimliğinde, daha çok stres taşıyan rollerde kullanıma yönelik önemli biyomedikal araştırmaları motive etmiştir. (155,157)

Diş hekimliğinde zirkonya üretimleri CAD/CAM cihazları ile yapılmaktadır.(3) Dental CAD/CAM sistemlerindeki büyük gelişmeler 1980'lerde meydana gelmiştir. Dr. Duret dental CAD/CAM'i ilk geliştiren kişi olup, 1971'den itibaren kron üretmeye başlamıştır. Ardından Dr. Mormann anında protez üretimini sağlayan Cerec teknolojisini geliştirmiştir. CAD/CAM optik

tarama, protetik tasarım ve kazıma işlemlerinin peş peşe yapıldığı sistemdir. Tarama cihazı hazırlanan dişlerin şeklini üç boyutlu bilgi birimlerine dönüştürür, bilgisayar tasarlar. Kazıma; disk şeklindeki zirkonya bloklardan frezleme işlemidir ve kazıma işlemi sonrasında restorasyon üretimi gerçekleşir. CAD/CAM sistemleri arasında dijitalize etme, üretme, sinterleme gibi basamaklarda farklılıklar bulunmaktadır.(159)

Zirkonya üç farklı yapıya sahip olduğu bilinen polimorf özellikli bir materyaldir. Bu üç faz monoklinik, kübik ve tetragonal yapıdır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur. Monoklinik faz 1170°C'ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üzerinde ise, tetragonal fazdadır ve 2370°C'de kübik faza dönüşür. Soğutulması esnasında 1070°C'nin altında yaklaşık 100°C'lik bir sıcaklık aralığında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür.(157) (Şekil 1.)



Şekil 1. Zirkonya faz geçişleri

Zirkonyanın soğuması sırasında meydana gelen faz dönüşümü, yaklaşık %3-4'lük bir hacim genişlemesi ile ilişkilidir.(155) Meydana gelen bu hacim genişlemesine dönüşüm doygunluğu 'transformation toughening' denir. Dönüşüm doygunluğu dış etkenlerden kaynaklanan fiziksel etkiler sonucu da meydana gelebilmektedir. Materyal içerisindeki çatlak bölgenin uç kısmında bölgesel basınç oluşturarak çatlağın ilerlemesini durdurmaktadır. Malzemenin dayanıklılığını arttıran bu hali kontrolsüz olduğu takdirde gerilim stresine bağlı çatlak oluşturabilmektedir. Sonuçta dönüşüm derecesine bağlı olarak dayanıklılık lehine ya da aleyhine etkiler gözlenebilir. Monoklinik fazda kristal sayısı azaldıkça kırılgenlik da azalmaktadır.(160) Saf zirkonya seramiklerde genişlemenin oluşturduğu gerilmeler, 1500-1700°C aralığında sinterlendikten sonra oda sıcaklığında parçalara ayrılan çatlaklardan kaynaklanır. 1900'lü yıllarda yapılan çalışmalar, zirkonyaya az miktarda CaO ekleyerek kübik fazının oda sıcaklığına stabilizasyonunun uygulanabilirliğini gösterdi.(155)

Saf zirkonyaya kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂), itriyum oksit (Y₂O₃) gibi 'stabilize edici' oksitlerin eklenmesi; oda sıcaklığında mikro yapısı genellikle ana faz olarak monoklinik ile kübik zirkondan oluşan daha az oranda tetragonal faz bulunduran Kısmi Stabilize Zirkonya "Partially Stabilized Zirconia" (PSZ) olarak bilinen çok

fazlı materyallerin üretilmesine izin verir. Kübik matris içinde ince bir şekilde dağılmış tetragonal çökeltilerin, malzemede ilerleyen bir çatlak oluştuğunda, monoklinik faza dönüştürülebildikleri gözlemlenmiştir. Bu durumda, faz dönüşümü nedeniyle genişleme ile ilişkili gerilim alanı, çatlağın ilerlemesini destekleyen gerilim alanına zıt etki eder.(155)

Bu olumlu özelliklerine rağmen zirkonyanın düşük ısıda bozunma “low-temperature degradation” (LTD) problemi bulunmaktadır. Düşük ısılarda (150-400 °C) su varlığıyla birlikte tetragonal fazda bulunurken monoklinik faza geçer. Monoklinik fazdaki yapısı tetragonal fazdan zayıf olduğu için fiziksel özelliklerde zayıflama görülür. Zayıflayan fiziksel özelliklerle birlikte itrium ile stabilize edilmiş zirkonyada mikro çatlak oluşumuna sebep olabilmekte ve erken dönem başarısızlıkları görülebilmektedir.(158)

Zirkonya opak yapısı gereği estetik olarak başarı sağlayamadığı için porselen ile veneerleme işlemi yapılması gerekmektedir. Zirkonya alt yapı ve üzerine tabakalama yöntemi ile veneerlenen porselenin termal genleşme katsayıları farklıdır ve bu fark restorasyonun iç gerilimini arttırmaktadır. Oluşan gerilim restorasyonun başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Gerilmeler sonucu restorasyonlarda kırılmalar meydana gelebilir. Zirkonyadan imal edilen alt yapının direncinin üst yapı materyali seramikten daha fazla olması sebebi ile seramikte atma “chipping” meydana gelir. Bu kırılmalar zirkon ve seramik arası yüzeyde olabileceği gibi koheziv olarak seramiğin içinde de meydana gelebilmektedir.(2,3)

Monolitik zirkonya

Zirkon alt yapı üzerine porselen veneerleme işleminin dezavantajlarını ortadan kaldırmanın yolu olarak tek parça zirkonyadan üretilen ve monolitik zirkonya olarak isimlendirilen protetik materyal geliştirilmiştir.(3)

Monolitik olarak üretilen zirkonya, alt yapıyla benzer şekilde CAD/CAM teknolojisi ile üretilmektedir. Zirkonyanın yüksek opasitesi sebebi ile daha translüsens özellik katılan monolitik zirkonya materyalleri veneerleme gerektirmediği için porselende atma tehlikesi bulunmamaktadır. Bunun yanı sıra yüksek bükülme direncine sahip olduğundan zirkonya alt yapı ve veneerlemeye karşı daha ince üretilebilmektedir ve böylece daha az preparasyon ile uygulanabilmektedir. Bu avantajlarının yanı sıra monolitik zirkonya karşıt dişleri az aşındırır, laboratuvar süreleri ve hasta başı işlem süreleri kısadır. Monolitik zirkonyanın geliştirilmesi sürecinde temel dezavantaj translüsensinin düşük olması ve istenen estetiğin elde edilememesidir. Estetik özellikleri arttırmak için uygulanan kompozisyon, yapı ve üretim

yöntemi değişiklikleri ile daha üstün translüsensiye sahip olunmuştur fakat yapılan değişikliklerle materyalin direncinde önemli bir düşüş meydana gelmiştir. Monolitik zirkonya temelde gelişim sürecinde olan yeni bir malzeme olduğu için özellikleri, kullanımındaki sınırlamalar, zaman içerisindeki estetik performansı, düşük ısıda bozulmaya karşı direnç ve klinik idamesi konusunda yeterli bilimsel çalışma bulunmamaktadır. *İn vitro* çalışmalar monolitik zirkonya restorasyonlarının mekanik direncinin üstün özelliklerini doğrulasa da, bu çalışmaları destekleyecek klinik araştırmalara ihtiyaç vardır.(161)

2.7. Yaşlandırma

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller ağız içinde sıcaklık, nem ve aside maruz kalmaktadır. (162) Restoratif materyallerin uzun dönem performansı sıklıkla laboratuvarlarda yapılan kısa süreli termal döngü çalışmaları ile tahmin edilir.(163) Ağız ortamı doğası itibari ile nem barındırır ve ortalama sıcaklık 35,2 °C'dir.(164) Ağıza alınan farklı sıcaklıktaki gıdalarla ağız sıcaklığı en yüksek 74 °C çıkabilmekte, en düşük ise 0 °C'ye düşebilmektedir.(163,165) Sıcaklık değişimine bağlı genleşme ve büzölmeler nedeni ile restorasyonlarda istenmeyen termal stres oluşmaktadır.(166) Hasta ağzındaki sıcaklık değişimlerinin dental materyaller üzerindeki etkisini incelemek için *in vivo* olarak termal döngü yöntemleri ve cihazları geliştirilmiştir.(165) Klinik olarak en anlamlı yaşlandırma yöntemi 0-55°C uygulanan ve yaklaşık 25-30 saniye bekleme süresine sahip termal döngüdür.(165,167) Ortalama bir yıllık ağız içi döngü taklidi için gereken döngü sayısı 10.000'dir.(165)

2.8. Paralelometre

Paralelometre; diş hekimliğinde elde edilen modeller üzerinde paralelliği kontrol etmek amaçlı kullanılan aletlerin genel adıdır. Mekanik tip paralelometrelerde; dikey ve yatay kol, ana tabla, modelin yerleştirildiği tabla ve son olarak da dikey kolun ucunda işaretleyici yerleştirme bölümü bulunmaktadır. Daha geliştirilmiş bir paralelometre çeşidi olan Joda paralelometrelerinde ise, cihazın her ekseninde hareketini sağlayacak ekstra vidalar ve dairesel bağlantılar eklenmiştir. Diş hekimliğinde ağız iç ve ağız dışı kullanılan birçok tip paralelometre olmasına karşın esas kullanım alanı protetik tedavidir.(168)

2.9. Yüzey Özelliği Değerlendirme

Yüzey özelliklerini değerlendirmede kullanılan cihazların başında tarayıcı elektron mikroskobu “scanning electron microscopy” (SEM), profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu “atomic force microscopy” (AFM) gelmektedir. SEM incelemeleri ile nitel, profilometre ve AFM ile nicel sonuçlar elde edilmektedir.(169)

2.9.1. Profilometre

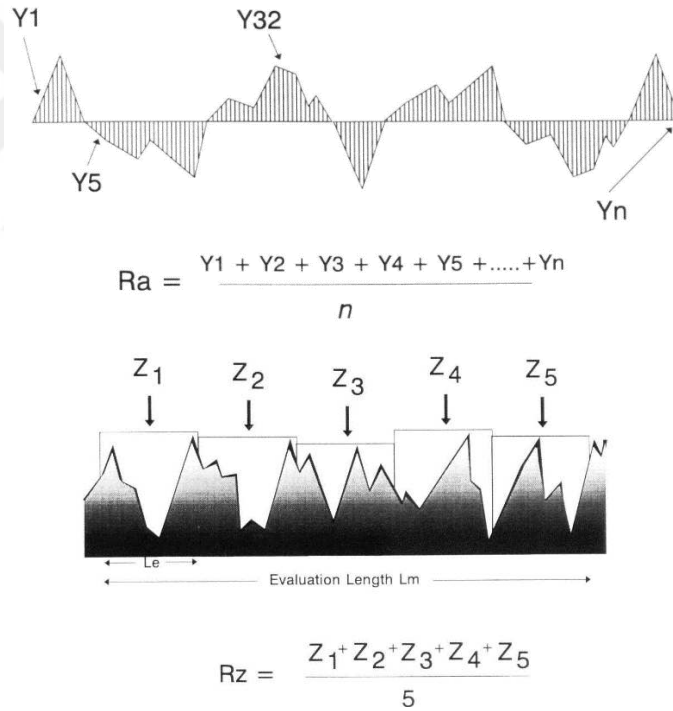
Mekanik ve optik olmak üzere iki tip profilometre bulunmaktadır.(170) Yüzeye doğrudan temas eden bir prob ucu kullanılarak yapılan ölçüm mekanik profilometre ile gerçekleştirilmektedir. Bir lazer kullanılarak yüzeye temas olmadan yapılan ölçüm ise optik profilometre ile yapılmaktadır. Mekanik profilometre daha eski bir teknolojidir fakat, daha uzun süredir kullanılan bir ölçüm biçimidir.(171)

Mekanik profilometre iki boyutludur.(170) Stylus profilometresi olarak da geçen sistem elmas uçlu bir prob kullanılan dokunsal bir yöntemdir.(170,171) Sensör, yatay X eksenini boyunca hareket ederek dikey Z eksenini boyunca bulunan yükseklik değişikliklerini ölçer.(170) Probu ucu genellikle 1,5-2,5 μm 'lik sabit bir yarıçapa sahiptir, ancak ucun şekli değişebilir. Keski benzeri (0,25 μm x 2,5 μm) uçlar bir yüzeydeki yükseltileri tespit etmek için kullanılabilirken, konik uçlar neredeyse yalnızca mikro pürüzlülük ölçümleri için kullanılır. İncelenecek pürüzlerin probun ucundan ince yapıda olması ölçümlerde hata yapılmasına sebebiyet vermektedir. Ölçümün doğru yapılabilmesi için, prob ucunun incelenecek alandaki pürüzlülüğünden küçük olması gerekmektedir. Probu ucuna uygulanan yük, 0,05 ile 100 mg arasında değişebilir. Sensöre bağlı prob yüzey boyunca sürüklenirken dikey hareket, bir analog/dijital sinyale dönüştürülür. Tekniğin doğası gereği, prob ucu ölçülen yüzeyle neredeyse sürekli temas halindedir.(171) Tekniğin duyarlılığı 0,01 μm civarındadır.(170) Dikey çözünürlüğün doğruluğu dış titreşimlerden ve elektriksel parazitlerden etkilenebilir. Bu etkileri en aza indirmek için, kayıt hızı yaklaşık 1 mm/sn veya altında tutulur. Kesin sonuç eldesi için temas profilometresinin periyodik olarak kontrol edilmesi gerekir. Bu, bir referans standardı kullanılarak yapılır.(171) Pürüzlülük minimum olduğunda, sensör çözünürlüğü yetersizdir ve optik ölçümlere ihtiyaç duyulur.(170)

Optik profilometre, yüzeyin hem nitel hem de nicel temsilini sağlayan üç boyutlu bir analiz yöntemidir. Mekanik temasın olmadığı bir yöntemdir ve ölçüm cihazı optik ışındır.

Yöntemin prensibi ise optik ışının tamamen absorbe olmayacağı düz bir yüzeye düşürülmesi ışın dalgasının yansımaya uğraması ile ölçülür. Yüzeyin komşu noktaları aynı yükseklikte değilse, düzlem dalgada ışığın aynasal yansımadan farklı yönlerde difüzyonu olarak gözlenen yerel bir faz kayması meydana gelir. Yüzey çok pürüzlüyse, ışık her yöne eşit olarak dağılır ve artık yüzeyin topoğrafyasını temsil etmez. Bu nedenle ölçümler, yalnızca çok yüksek kalitede yüzey durumlarında yararlıdır. Aparat, bir iç referans ile yüzeyin noktaları arasındaki mesafeyi ölçerek çalışır. Optik bileşenlerin özellikleri, yaklaşık $100 \mu\text{m}^2$ bir alan üzerinde birkaç nanometrelük bir çözünürlük verir.(170)

Profilometre cihazları ile ölçülen yüzey pürüzlülük “roughness” ölçümlerinin genlik parametreleri ise pürüzlülük ortalaması “roughness average” “Ra”, ölçülen ardışık beş pürüzlülük derinliğinin ortalaması “Rz” ve son olarak da ölçülen beş pürüzlülük derinliğinin en büyüğü “Rmax” şeklindedir.(171) (Şekil 2.)



Şekil 2. Ra ve Rz diyagramı (172)

2.9.2. Atomik kuvvet mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) 1886 yılında yeni bir mikroskop türü olarak geliştirilmiştir. İncelenecek numune için diğer mikroskopların aksine iletken gerekliliği yoktur.

polimer ve biyolojik örneklerin incelenmesine olanak tanımıştır.(173) AFM, bir atom kadar küçük yükseklik değişikliklerini ölçebilmektedir. Çok yüksek çözünürlüklü bir mikroskopi şeklindedir.(171) İncelenmekte olan yüzey topografyası, prensipte dünyanın en küçük gramofonunu andıran çok ince bir sond ve konsolla kaydedilmektedir. Tarama yavaştır ve genellikle görüntü elde edilmesi için 5-10 dakika gerekmektedir.(173)

Mekanik bir mikroskop olan AFM’de görüntüleme sond vasıtasıyla fiziksel olarak oluşturulur. AFM görüntüleri sond ile numune arasında Van der Waals, elektrostatik kuvvet gibi birçok kuvvetin etkileşimi sonucu oluşur. Sabit kuvvet modu, yüzey topografyasını kaydetmek için kullanışlıdır ve ayrıca, torsiyon esnemesi nedeniyle bir yüzeyin sürtünme özellikleri hakkında bilgi verir.(171) Hareket, atom altı çözünürlükle konumlandırılabilen piezoelektrik kristaller tarafından gerçekleştirilir.

AFM ile üç boyutlu bir yüzey görüntüsü alınabilir ve üzerinde inceleme yapılabilir. Yüzey pürüzlülük ölçümleri hem nicel hem de nitel olarak elde edilebilir. Taranabilen bölge profilometre ve benzeri cihazlara göre küçüktür.(174) Ulaşılabılır tarama alanı tipik olarak 50x50 ila 200x200 μm^2 ’dir. Bununla birlikte, z aralığı (yükseklik) genellikle daha azdır, 1-20 μm^2 ’dir. Bu nedenle düz ve pürüzsüz yüzeyler gereklidir. Konsolun hareketi, tepe noktasına odaklanan bir lazer ışını ile ölçülür. Yansıtılan ışık, sırasıyla bükülme ve burulmaya karşılık gelen ucun hem yanal hem de dikey hareketini belirleyebilen bir kadrant detektörü üzerinde algılanır.(173) AFM minedeki erozyonu değerlendirmek için kullanılmıştır ve mine demineralizasyonunun erken aşamalarını ölçmek için uygun bir araç olduğu kanıtlanmıştır.(171)

Günümüzde protetik restorasyonlarda daha sık kullanılmaya başlanan zirkonya materyali fiziksel özellikleri açısından oldukça avantajlı özelliklere sahiptir.(155,158) Periodontoloji pratiğinde cerrahi olmayan periodontal tedavi için kullanılan enstrümanlar çok çeşitli olmakla birlikte temelde el aletleri ve güç kaynaklı enstrümanlardan oluşur. Diş taşı temizliği ve kök yüzeyi debridmanı sonrasında ise subgingival plağı uzaklaştırmak ve diş yüzeyini temizlemek amacıyla pat politür lastiği ile uygulanabildiği gibi hava-toz püskürtmeli sistemlerden de faydalanılabilir.(8,9) Cerrahi olmayan periodontal tedavide kullanılan enstrümanların ise kök yüzeyinde aşınmaya ve pürüzlülüğe sebep olduğu kanıtlanmıştır.(10–12) Bu bilgiler ışığında, bu çalışmanın birincil sıfır hipotezi periodontal enstrümanların monolitik zirkonya üzerinde aşınma ve pürüzlülük oluşturmayacağı, ikincil sıfır hipotezi ise monolitik zirkonyanın farklı yaşlandırma sürelerinde pürüzlülük açısından fark oluşturmayacağı şeklindedir.

Bu nedenle mevcut *in vitro* çalışmanın birincil amacı; el aleti, sonik enstrüman, ultrasonik enstrüman, pat ile politür ve hava-toz püskürtmeli politür sisteminin monolitik zirkonya üzerindeki etkilerini incelemektir. Bu çalışmanın ikincil amacı ise beş yıllık yaşlandırma sonrası oluşan değişiklikleri bir yıllık yaşlandırma ile karşılaştırmaktır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Proje numarası D-DA21/04 olan bu araştırma Mayıs 2021 ile Mayıs 2023 tarihleri arasında Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Ana Bilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarı ve Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi'nde yürütüldü.

3.1. Çalışmada Kullanılan Örneklerin Hazırlanması

Araştırmada kullanılacak olan monolitik zirkonya örnekler için itriyum ile stabilize monolitik zirkonya bloklar (UPCERA® Explore Functional, Shenzhen Upcera Co., Ltd., Guangdong) temin edildi. Örneklerin hazırlanması sırasında sinterizasyonda oluşacak büzülme hesaba katılarak %20-25 daha büyük münden şablon hazırlandı.(175) Şablon laboratuvar ortamında CAD/CAM tarama sistemi ile tarandı. Bilgisayarda düzenlemeler yapılarak CAD/CAM kazıma sistemi ile bloklardan pre-sinterize şekilde örnekler üretildi. Bloklardan ayrılan pre-sinterize örnekler sinterizasyon için üretici firma talimatlarına göre 1480°C de 10 saat sinterize edildi.(175) Sinterizasyon sonrası boyutlar 8x8x1 olacak şekilde toplamda 240 örnek üretildi. Örneklerin üretimleri için D&H Dental Diş Laboratuvarı ile çalışıldı.

3.2. Yaşlandırma

Üretilen 240 örnek yaşlandırma işlemi öncesi birbirlerine temas etmeyecek şekilde kumaş üzerine dikilerek birbirinden ayrıldı. (Şekil 3.) Hazırlanan tüm örneklerle hiçbir enstrümantasyon yapılmadan önce, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesindeki Thermocycler Sd Mechatronik cihazı ile yaşlandırma yapıldı. (Şekil 4.) Cihaz sıcak ve soğuk su tankı olmak üzere iki hazneden oluşmaktadır. Bu hazneler içerisindeki suların sıcaklığı 5 ve 55 derecedir. Cihaz haznelerdeki su sıcaklığını koruyacak özelliğe sahiptir. Tanklarda su eksilmesi durumunda tankın sıcaklığına uygun olarak su eklemesi yapıldı. Hazneler arasında örneklerin yer değiştirmesini sağlayan otomatik bir kol bulunmaktadır. Otomatik ayarlamaya

izin veren panel ile örneklerin haznede tek seferde kalma süreleri 25 saniye, bir hazneden diğerine transferde oda sıcaklığında bekleme süresi 15 saniye olarak ayarlandı. 1 yıllık yaşlandırmanın tamamlanması için örnekler 10000 döngüye tabi tutuldu.(165) Toplam 240 adet olan örneğin 120 adedi 1 yıl ve 120 adedi ise 5 yıl olmak üzere ayrı olarak suni yaşlandırma uygulandı. 1 yıllık yaşlandırılan grup ‘a’ harfi ile, 5 yıllık yaşlandırılan grup ‘b’ harfi ile simgelendi.



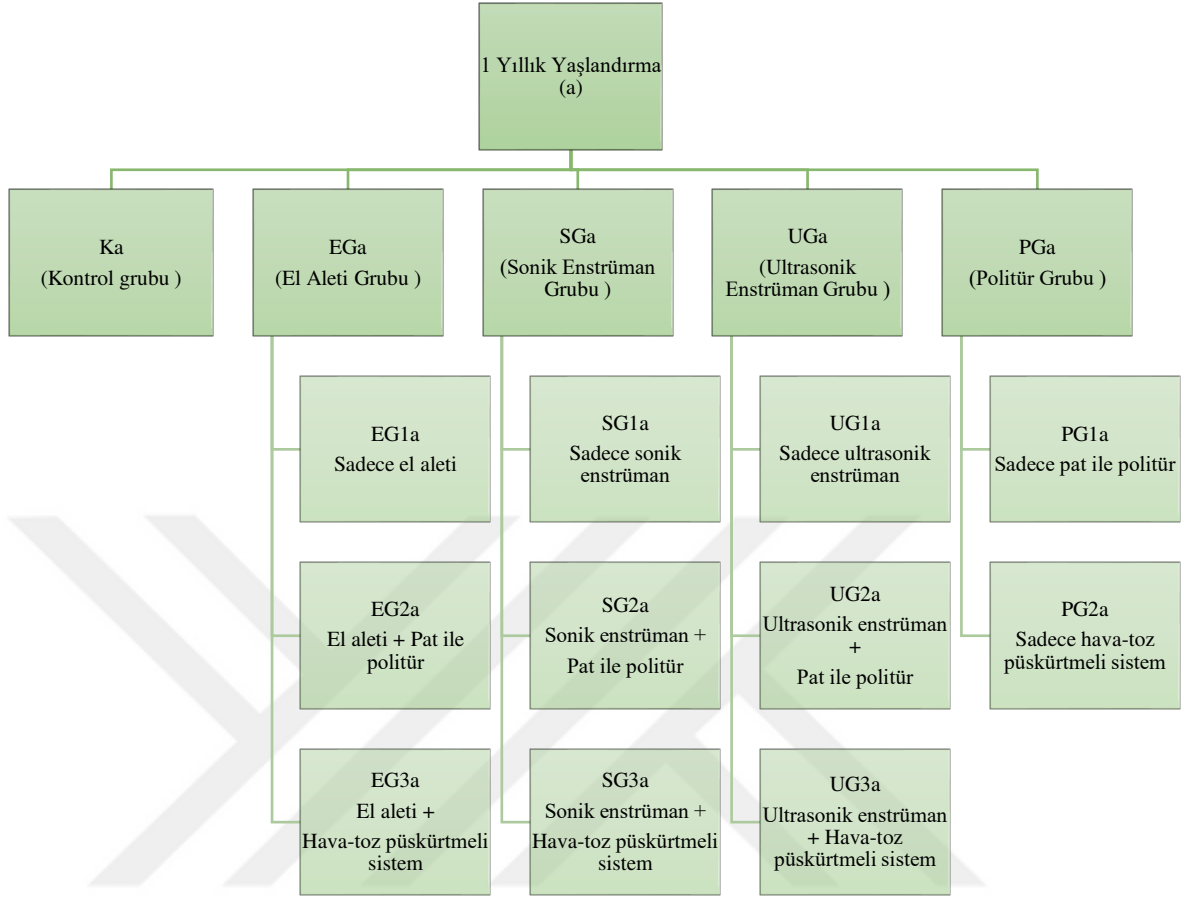
Şekil 3. Kumaşa dikilen örnekler



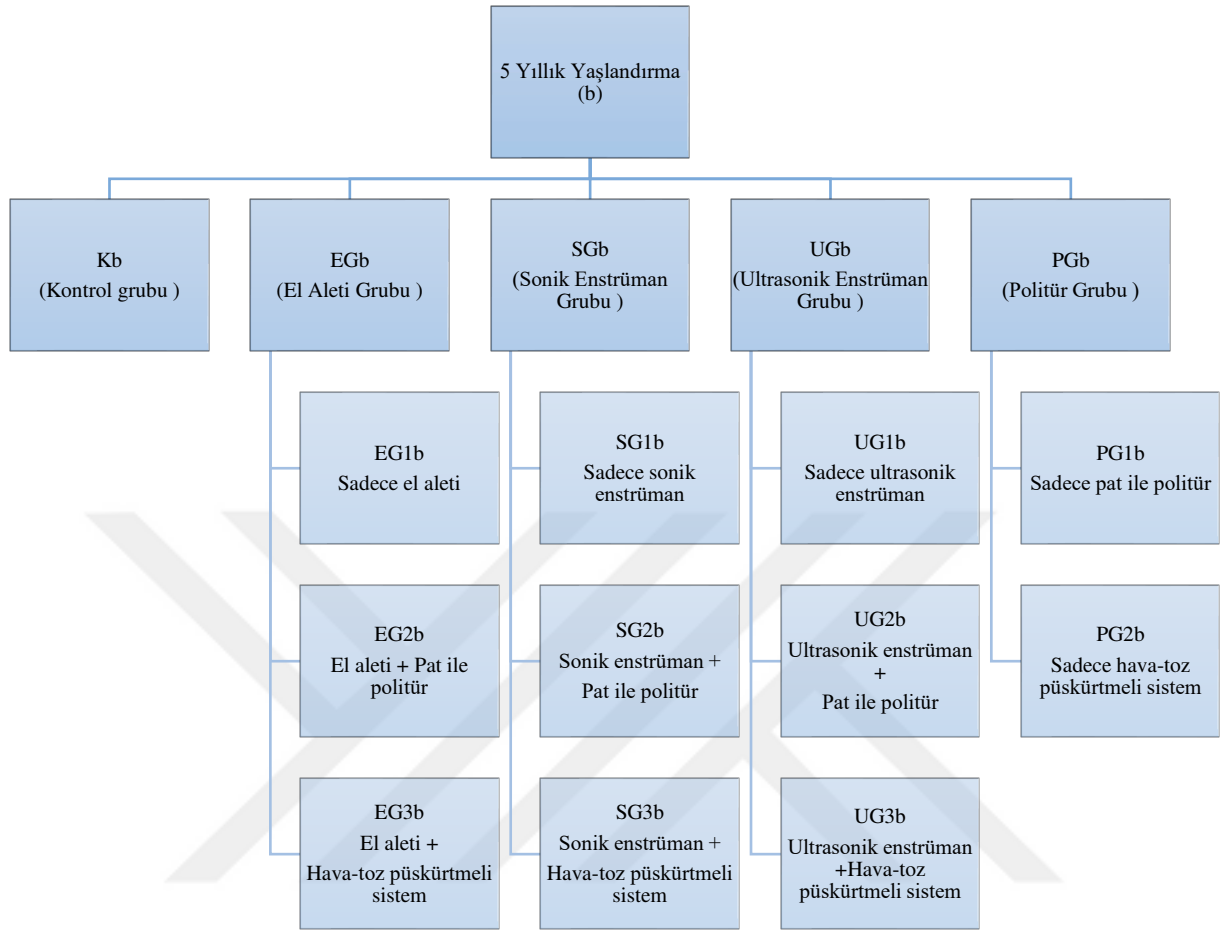
Şekil 4. Thermocycler Sd Mechatronik cihazı

3.3. Deney ve Kontrol Gruplarının Oluşturulması ve Uygulanan İşlemler

İki ana gruba ayrılarak bir ve beş yıllık yaşlandırılan örnekler, biri kontrol grubu olmak üzere uygulanan el aleti, sonik enstrümantasyon, ultrasonik enstrümantasyon ve politür işlemlerine göre 5 gruba ayrıldı. (Şekil 5. ve Şekil 6.) El aleti, sonik enstrüman ve ultrasonik enstrüman uygulanmış gruplar ise kendi içlerinde sadece ana işlem uygulanmış ve ana işlem üzerine pat ile veya hava toz püskürtmeli sistemle politür uygulanmış gruplar olarak 3'er gruba ayrıldı. Politür işlemi uygulanan gruplar ise politür ve hava toz püskürtmeli sistem uygulaması olarak 2'şer gruba ayrıldı. Toplamda 24 alt grubun her biri 10'ar örnekten oluşmaktadır. Yaşlandırma işleminden sonra örneklerin birbirleri ile temasını önlemek için laboratuvar ölçü maddesine gömüldü.



Şekil 5. Bir yıllık yaşlandırma yapılan örneklerin alt grup tablosu



Şekil 6. Beş yıllık yaşlandırma yapılan örneklerin alt grup tablosu

Örneklere uygulanacak işlemlerin standardizasyonu için bir freze cihazı (BEGO Paraskop M Bremen, German) paralelometre amaçlı olarak kullanıldı. (Şekil 7.) Cihazı kullanırken örneği sabitleyebilecek yuvası olan akril bloktan bir platform tasarlandı. (Şekil 8.)



Şekil 7. BEGO Paraskop ve kontrol paneli



Şekil 8. Akril platform ve yuvaya yerleştirilmiş örnek

3.3.1 Kontrol grupları

Bir ve beş yıllık yaşlandırma yapılmış kontrol gruplarında (Ka,Kb) bulunan örneklerle periodontal enstrümantasyon yapılmadı.

3.3.2 El aleti uygulanan gruplar

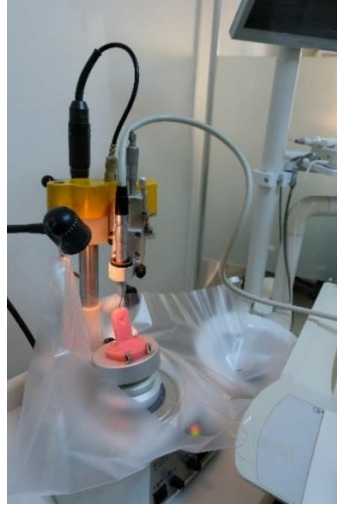
El aleti ile işlem yapılan (n=60) örnek grupları EG1a, EG2a, EG3a, EG1b, EG2b, EG3b'dir. (Şekil 5,6) Bu gruplarda daha önce kullanılmamış 11-12 Gracey küretler kullanıldı ve her grupta (on örnekte bir) küret değiştirildi. (71) Kullanılan küretin aktif yüzeyi örnek yüzeyine paralel olacak şekilde paralelometreye sabitlenmiş ve çalışan kenar ile örnek arasında 70° açı oluşturuldu.(176) (Şekil 9.) Her örneğe küret ile aynı yönde 10 darbe uygulandı.(177) El aleti ile işlem yapıldıktan sonra EG1a ve EG1b grubuna başka işlem yapılmamakla birlikte EG2a ve EG2b gruplarına pat ile politür, EG3a ve EG3b gruplarına ise hava- toz püskürtmeli sistem ile politür uygulandı. Politür uygulamaları politür grupları ile aynı standardizasyona sahiptir.



Şekil 9. Kullanılan Gracey küretler ve paralelometreye yerleştirilen Gracey küret

3.3.3. Sonik enstrüman uygulanan gruplar

Sonik enstrümantasyon uygulanan (n=60) örnek grupları SG1a, SG2a, SG3a, SG1b, SG2b, SG3b'dir. Enstrümantasyon örnek yüzeyine 0°'lik açı (178) ile aynı yönde 10 darbe (177,179,180) olacak şekilde uygulandı. Sonik cihaz (W&H Synea ZA-55L, Bürmoos, Austria) devri üretici firmanın önerileri doğrultusunda orta düzeyde olacak şekilde ayarlandı. (Şekil 10.) Sonik enstrüman ile işlem yapıldıktan sonra SG1a ve SG1b gruplarına başka işlem yapılmamakla birlikte SG2a ve SG2b gruplarına pat ile politür, SG3a ve SG3b gruplarına ise hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulandı. Politür uygulamaları tüm gruplarda aynı standardizasyona sahiptir.



Şekil 10. Sonik enstrümantasyon düzeneği

3.3.4. Ultrasonik enstrüman uygulanan gruplar

Ultrasonik enstrümantasyon uygulanan (n=60) örnek grupları UG1a, UG2a, UG3a, UG1b, UG2b, UG3b'dir. Enstrümantasyon örnek yüzeyine 0°'lik açı (178) ile aynı yönde 10 darbe (177,179,180) olacak şekilde uygulandı. Ultrasonik cihaz (Suprasson® P5 Newtron SATELEC; ACTEON, Merignac, France) devri üretici firmanın önerileri doğrultusunda orta düzeyde olacak şekilde ayarlandı. (Şekil 11.) Ultrasonik enstrüman ile işlem yapıldıktan sonra UG1a ve UG1b gruplarına başka işlem yapılmamakla birlikte UG2a ve UG2b gruplarına pat ile politür, UG3a ve UG3b gruplarına ise hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulandı. Politür uygulamaları gruplarda aynı standardizasyona sahiptir.



Şekil 11. Ultrasonik enstrümantasyon düzeneği

3.3.5. Pat ile politür uygulanan gruplar

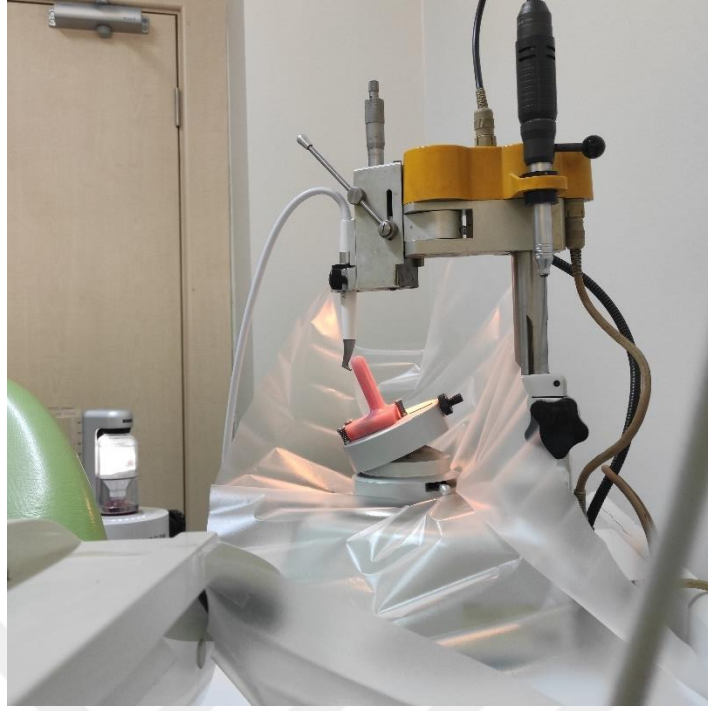
Pat ile politür uygulanan (n=100) örnek grupları EG2a, EG2b, SG2a, SG2b, UG2a,UG2b, PG1a, PG1b'dir. Önce el aleti, sonik ve ultrasonik uygulama yapılan gruplarda pat ile politür ikinci işlem olarak uygulandı. Polisaj grupları olan PG1a ve PG1b'de ise sadece pat ile politür uygulaması yapıldı. Uygulanan orta partikül büyüklüğüne sahip pat (Qartz medium grit prophylaxis paste, Dharma Research, Miami, FL, USA) anguldurva ve lastik ile örnek yüzeyine 90° açı (179) yapacak şekilde konumlandırıldı. Kullanılan lastik uç her örnekte değiştirildi.(181) Anguldurvanın devri 5000 rpm'e sabitlenerek (182) aynı yönde 10 darbe (180) şeklinde uygulandı. (Şekil 12.)



Şekil 12. Pat ile politür düzeneği

3.3.6. Hava-toz püskürtme sistemi uygulanan gruplar

Hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulanan (n=80) örnek grupları EG3a, EG3b, SG3a, SG3b, UG3a, UG3b, PG2a, PG2b'dir. El aleti, sonik ve ultrasonik uygulama sonrası ilgili gruplara hava-toz püskürtmeli sistem ile politür ikinci işlem olarak uygulandı. Polisaj grupları olan PG2a ve PG2b'de ise sadece hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulaması yapıldı. Uygulamada eritritol (Air Flow Plus powders, EMS Electro Medical Systems S.A., Nyon, Switzerland) kullanılmakla birlikte, hava-toz püskürtmeli sistem (EMS Electro Medical Systems S.A., Nyon, Switzerland) üretici firmanın talimatlarına göre devri orta düzeyde, örnek ile 45° açı yapacak şekilde konumlandırıldı. Uygulama hava-toz püskürtmeli sistem ile her örneğe 3-4 mm mesafeden 10 saniye süre ile standardize edildi.(104,183,184) (Şekil 13.)



Şekil 13. Hava-toz püskürtmeli sistem ile politür düzeneği

3.4. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri

3.4.1. Profilometre

Çalışmada yüzey pürüzlülüğü ölçümü için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Almanya) kullanıldı. Örnekleri sabit tutmak ve standardizasyonu sağlamak amaçlı bir kalıp yardımıyla ölçüm yapıldı. Her grubun ölçümünden sonra cihaz kalibre edildi. Her örnekten tek bir noktadan üç ölçüm alarak ortalama pürüzlülük değerleri elde edildi. (185)

3.4.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi (UNAM)'nde bulunan atomik kuvvet mikroskobu (PSIA XE-100, PSIA Inc., USA) ile inceleme yapıldı. Örnekler,

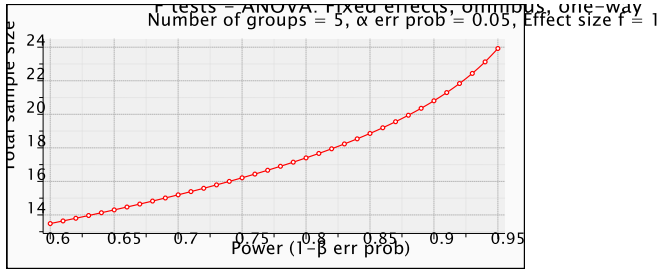
cihaz içine yerleştirilmek için sabitleyici bir parçaya yerleştirildi. Her gruptan seçilen bir örnek yüzeyinde 5x5 µm boyularında 3 alandan ölçüm yapıldı. Ölçümlerde görüntüler ile ölçüm bölgelerinin pürüzlülük ortalamaları elde edildi.

3.5. Örneklem Genişliğinin Belirlenmesi

Çalışmada yeterli örnek hacminin belirlenmesi aşamasında GPOWER 3.1 paket programı kullanıldı. Örnek hacmi belirlenirken literatürde daha önce gerçekleştirilmiş çalışmadan elde edilen sonuçlar kullanıldı. İlgili çalışmadaki istatistikler kullanılarak etki büyüklüğü 1.170 olarak hesaplandı. Buna göre çalışma için gerekli minimum örneklem genişliği Tek Yönlü Varyans Analizi için etki genişliği $f=1.170$ olmak üzere %95 test gücünü %95 güven düzeyinde sağlayacak olan toplam 25 birimdir (gruplarda 5 olmak üzere). 5 ana grubun altında yer alan alt gruplarda da en az 5 birim olması planlandı. GPOWER çıktıları alındı. (Şekil 14, 15.)

F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way
Analysis: A priori: Compute required sample size
Input: Effect size f = 1,170042
 α err prob = 0.05
Power ($1-\beta$ err prob) = 0.95
Number of groups = 5
Output: Noncentrality parameter λ = 25.0000000
Critical F = 2.8660814
Numerator df = 4
Denominator df = 20
Total sample size = 25
Actual power = 0.9610782

Şekil 14. GPower çıktısı



Şekil 15. Örneklem genişliği grafiği

3.6. İstatiksel Analiz

Çalışmada tanımlayıcı istatistik olarak ortalama $\pm$ std.sapma ve median (minimum-maksimum) değerleri verildi. Her bir ölçümün 3 tekrarı olup ölçümleri alan cihazın ölçüm uyumunu (güvenirliğini) değerlendirmek için sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) hesaplandı. ICC modeli, ortalama ölçümlü (average measures), iki yönlü karma etki modeli (two-way mixed model) olarak seçildi ve mutlak uyum değerleri elde edildi (absolute agreement). Ölçüm değişkenleri (Ra, Rz, Rmean) açısından iki grup arasında istatistiksel açıdan farklılıkların incelenmesinde Mann-Whitney U testi, ikiden çok grubun karşılaştırılmasında ise Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Çoklu grupta, anlamlı farklılıkların hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla, Post-Hoc testlerden Dunn-Bonferroni testi kullanıldı. Post-hoc karşılaştırmaları tüm hipotez testlerinde I. Tip hata olasılığı $\alpha=0,05$ olarak belirlendi ve istatistiksel değerlendirmeler için SPSS v25.0 paket programı kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı

Ölçümlerin elde edildiği profilometrenin güvenilirliğini kontrol etmek için sınıf içi korelasyon katsayısına bakıldı. Üç tekrar ile alınan Ra, Rz ve Rmax ölçümlerinin sınıf içi korelasyon katsayıları sırası ile 0,857, 0,962 ve 0,961 olup, güvenilirliği yüksektir. (Tablo 1)

Tablo 1. Sınıf içi korelasyon katsayısı

Ölçümler	ICC	%95 G.A	p*
Ra	0.857	0.825-0.885	<0.001
Rz	0.962	0.952-0.970	<0.001
Rmax	0.961	0.961-0.969	<0.001

4.2. Profilometre Bulguları

Profilometre ile ölçülen pürüzlülük değerleri; Tablo 2’de bir ve beş yıllık yaşlandırılmış gruplarının Ra, Rz, Rmax ölçümlerinin dağılımları verildi.

Bir yıllık yaşlandırma yapılan tüm grupların bir yıllık yaşlandırma yapılmış kontrol grubu (Ka) ile karıştırılmalarında Ra, Rz ve Rmax ölçümleri benzerdi. ($p>0,05$) Kontrol grubu (Ka) ve sadece pat ile politür yapılan grubun (PG1a) karşılaştırılmasında anlamlılık sınırda bulundu. ($p=0,05$) (Tablo 2, Tablo 3)

Beş yıllık yaşlandırma sonuçlarına göre EG1b, EG2b, EG3b, SG3b, UG2b ve PG1b gruplarının Ra, Rz ve Rmax ölçümleri kontrol grubuna (Kb) kıyasla farklılık gösterdi. ($p<0,05$) SG2b grubunun sadece Rmax ölçümleri kontrol grubuna göre benzer değildi. ($p<0,05$) Diğer beş yıllık yaşlandırılmış grupların ölçümleri kontrol grubu ile farksız bulundu. ($p>0,05$) (Tablo 2, Tablo 4)

Bir yıllık yaşlandırma yapılmış ikincil olarak uygulanan işlemleri aynı olan grupların hiçbir ölçümünde farklılık bulunmadı. ($p>0,05$) (Tablo2, Tablo 5)

Beş yıllık yaşlandırma yapılmış ikincil olarak uygulanan işlemleri aynı olan gruplardan EG3b ve UG3b arasında yapılan ikili karşılaştırmada Ra, Rz ve Rmax ölçümlerinde farklılık

bulundu. ($p<0,05$) Diğer gruplar arasındaki ölçümlerde farklılık bulunmadı. ($p>0,05$) (Tablo2, Tablo 6)

Aynı işlemler uygulanan bir ve beş yıllık yaşlandırılmış grupların Ra, Rz ve Rmax değerleri benzerdi. ($p>0,05$) (Tablo2, Tablo 7)

Bir yıllık yaşlandırılmış ve ilk uygulanan enstrümantasyonu aynı olan gruplardan PG1a ve PG2a gruplarının Ra ve Rz ölçümleri farklılık gösterdi. Diğer grupların tüm Ra, Rz ve Rmax değerleri benzerdi. ($p>0,05$) (Tablo2, Tablo 8)

Beş yıllık yaşlandırılmış ve ilk uygulanan enstrümantasyonu aynı olan grupların Ra, Rz ve Rmax değerleri benzerdi. ($p>0,05$) (Tablo2, Tablo 9)

Tablo 2. Grupların ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Gruplar	Ra		Rz		Rmax	
	ort±ss	medyan (min-maks)	ort±ss	medyan (min-maks)	ort±ss	medyan (min-maks)
Ka	0,21±0,29	0,11 (0,07-0,96)	0,59±0,48	0,35 (0,26-1,67)	1,17±1,27	0,47 (0,33-4,03)
Kb	0,22±0,08	0,21 (0,12-0,36)	0,92±0,55	0,67 (0,3-1,68)	1,69±1,03	1,13 (0,65-3,46)
EG 1a	0,11±0,05	0,1 (0,05-0,2)	0,39±0,19	0,32 (0,19-0,82)	0,79±0,64	0,56 (0,29-2,28)
EG 1b	0,11±0,05	0,12 (0,04-0,2)	0,38±0,12	0,4 (0,2-0,61)	0,7±0,36	0,62 (0,4-1,59)
EG 2a	0,2±0,16	0,11 (0,07-0,53)	0,61±0,65	0,4 (0,23-2,3)	1,1±1,5	0,58 (0,3-5,02)
EG 2b	0,10±0,05	0,07 (0,03-0,2)	0,41±0,21	0,29 (0,15-0,79)	0,7±0,6	0,4 (0,24-2,12)
EG 3a	0,19±0,13	0,14 (0,07-0,47)	0,9±1,09	0,46 (0,28-3,75)	1,91±1,99	0,95 (0,52-5,96)
EG 3b	0,11±0,06	0,10 (0,04-0,2)	0,39±0,17	0,34 (0,19-0,63)	0,71±0,36	0,78 (0,26-1,09)
SG 1a	0,27±0,34	0,11 (0,04-1,1)	1,39±2,11	0,42 (0,18-6,68)	2,52±3,4	0,84 (0,23-9,85)
SG 1b	0,16±0,13	0,14 (0,05-0,44)	0,56±0,48	0,53 (0,17-1,78)	1,01±0,97	0,88 (0,22-3,49)
SG 2a	0,13±0,06	0,1 (0,06-0,23)	0,42±0,15	0,35 (0,27-0,72)	0,76±0,42	0,67 (0,47-1,82)
SG 2b	0,14±0,07	0,13 (0,06-0,28)	0,49±0,25	0,38 (0,25-0,88)	0,78±0,42	0,65 (0,36-1,54)
SG 3a	0,11±0,06	0,11 (0,03-0,2)	0,45±0,24	0,37 (0,14-0,84)	0,85±0,53	0,59 (0,19-1,78)
SG 3b	0,13±0,09	0,1 (0,05-0,34)	0,49±0,27	0,4 (0,26-1,01)	0,84±0,51	0,84 (0,34-1,66)
UG 1a	0,13±0,13	0,08 (0,05-0,48)	0,56±0,77	0,28 (0,18-2,6)	0,97±1,36	0,43 (0,27-4,52)
UG 1b	0,16±0,19	0,11 (0,06-0,67)	0,81±1,01	0,38 (0,27-3,44)	2,11±3,44	0,73 (0,34-11,08)
UG 2a	0,12±0,05	0,11 (0,07-0,23)	0,59±0,48	0,39 (0,22-1,69)	1,4±1,42	0,71 (0,38-4,56)
UG 2b	0,12±0,05	0,11 (0,06-0,23)	0,49±0,28	0,4 (0,27-1,2)	1,06±1,16	0,76 (0,37-4,12)
UG 3a	0,15±0,08	0,12 (0,08-0,31)	0,51±0,27	0,45 (0,24-1,11)	0,91±0,66	0,81 (0,31-2,53)
UG 3b	0,41±0,33	0,29 (0,08-0,83)	2,27±1,97	2,31 (0,22-4,87)	4,78±4,13	4,03 (0,31-10,2)
PG 1a	0,08±0,03	0,07 (0,06-0,14)	0,33±0,08	0,32 (0,22-0,43)	0,6±0,25	0,52 (0,27-1,06)
PG 1b	0,1±0,04	0,09 (0,06-0,18)	0,36±0,13	0,36 (0,21-0,67)	0,56±0,18	0,54 (0,28-0,94)
PG 2a	0,18±0,12	0,14 (0,09-0,49)	0,85±0,91	0,5 (0,29-3,22)	1,62±1,71	0,94 (0,36-5,79)
PG 2b	0,16±0,14	0,12 (0,06-0,53)	0,74±0,7	0,45 (0,25-2,37)	2,15±2,83	0,81 (0,39-7,82)

a: bir yıllık yaşlandırma, b: beş yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1:sadece enstrümantasyon, 2:enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 3. Bir yıllık yaşlandırılan kontrol grupları ile diğer grupların karşılaştırılma sonuçları

		Ka	EG1a	p*	Ka	EG2a	p*	Ka	EG3a	p*	Ka	SG1a	p*
Ra	Mean ± sd	0,21 ± 0,29	0,11 ± 0,05	0,489	0,21 ± 0,29	0,2 ± 0,16	0,730	0,21 ± 0,29	0,19 ± 0,13	0,436	0,21 ± 0,29	0,27 ± 0,34	0,931
	Median (Min-Max)	0,11 (0,07-9,96)	0,10 (0,05-0,20)		0,11 (0,07-9,96)	0,11 (0,07-0,53)		0,11 (0,07-9,96)	0,14 (0,07-0,47)		0,11 (0,07-9,96)	0,11 (0,04-1,1)	
Rz	Mean ± sd	0,59 ± 0,48	0,39 ± 0,19	0,730	0,59 ± 0,48	0,61 ± 0,65	0,931	0,59 ± 0,48	0,9 ± 1,09	0,297	0,59 ± 0,48	1,39 ± 2,11	0,605
	Median (Min-Max)	0,35 (0,26-1,67)	0,32 (0,19-0,82)		0,35 (0,26-1,67)	0,40 (0,20-2,30)		0,35 (0,26-1,67)	0,46 (0,28-3,75)		0,35 (0,26-1,67)	0,42 (0,18-6,68)	
Rmax	Mean ± sd	1,17 ± 1,27	0,79 ± 0,64	0,796	1,17 ± 1,27	1,1 ± 1,15	0,999	1,17 ± 1,27	1,91 ± 1,99	0,136	1,17 ± 1,27	2,52 ± 3,40	0,666
	Median (Min-Max)	0,47 (0,33-4,03)	0,62 (0,40-1,59)		0,47 (0,33-4,03)	0,58 (0,3-5,02)		0,47 (0,33-4,03)	0,95 (0,52-5,96)		0,47 (0,33-4,03)	0,84 (0,23-9,85)	

		Ka	SG2a	p*	Ka	SG3a	p*	Ka	UG1a	p*	Ka	UG2a	p*
Ra	Mean ± sd	0,21 ± 0,29	0,13 ± 0,06	0,931	0,21 ± 0,29	0,11 ± 0,06	0,436	0,21 ± 0,29	0,13 ± 0,13	0,297	0,21 ± 0,29	0,12 ± 0,05	0,796
	Median (Min-Max)	0,11 (0,07-9,96)	0,1 (0,06-0,23)		0,11 (0,07-9,96)	0,11 (0,03-0,2)		0,11 (0,07-9,96)	0,08 (0,05-0,48)		0,11 (0,07-9,96)	0,11 (0,07-0,23)	
Rz	Mean ± sd	0,59 ± 0,48	0,42 ± 0,15	0,931	0,59 ± 0,48	0,45 ± 0,24	0,863	0,59 ± 0,48	0,56 ± 0,77	0,387	0,59 ± 0,48	0,59 ± 0,48	0,863
	Median (Min-Max)	0,35 (0,26-1,67)	0,35 (0,27-0,72)		0,35 (0,26-1,67)	0,37 (0,14-0,84)		0,35 (0,26-1,67)	0,28 (0,18-2,60)		0,35 (0,26-1,67)	0,39 (0,22-1,69)	
Rmax	Mean ± sd	1,17 ± 1,27	0,76 ± 0,42	0,605	1,17 ± 1,27	0,85 ± 0,53	0,863	1,17 ± 1,27	0,97 ± 1,36	0,546	1,17 ± 1,27	1,40 ± 1,42	0,489
	Median (Min-Max)	0,47 (0,33-4,03)	0,67 (0,47-1,82)		0,47 (0,33-4,03)	0,59 (0,19-1,78)		0,47 (0,33-4,03)	0,43 (0,27-4,52)		0,47 (0,33-4,03)	0,71 (0,38-4,56)	

		Ka	UG3a	p*	Ka	PG1a	p*	Ka	PG2a	p*
Ra	Mean ± sd	0,21 ± 0,29	0,15 ± 0,08	0,730	0,21 ± 0,29	0,08 ± 0,03	0,050	0,21 ± 0,29	0,18 ± 0,12	0,387
	Median (Min-Max)	0,11 (0,07-9,96)	0,12 (0,08-0,31)		0,11 (0,07-9,96)	0,07 (0,06-0,14)		0,11 (0,07-9,96)	0,14 (0,09-0,49)	
Rz	Mean ± sd	0,59 ± 0,48	0,51 ± 0,27	0,931	0,59 ± 0,48	0,33 ± 0,08	0,387	0,59 ± 0,48	0,85 ± 0,91	0,222
	Median (Min-Max)	0,35 (0,26-1,67)	0,45 (0,24-1,11)		0,35 (0,26-1,67)	0,32 (0,22-0,43)		0,35 (0,26-1,67)	0,5 (0,29-3,22)	
Rmax	Mean ± sd	1,17 ± 1,27	0,91 ± 0,66	0,863	1,17 ± 1,27	0,6 ± 0,25	0,796	1,17 ± 1,27	1,62 ± 1,71	0,258
	Median (Min-Max)	0,47 (0,33-4,03)	0,81 (0,31-2,53)		0,47 (0,33-4,03)	0,52 (0,27-1,06)		0,47 (0,33-4,03)	0,94 (0,36-5,79)	

a: bir yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 4. Beş yıllık yaşlandırılan kontrol grupları ile diğer grupların karşılaştırılma sonuçları

		Kb	EG1b	p*	Kb	EG2b	p*	Kb	EG3b	p*	Kb	SG1b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,11 ± 0,05 0,12 (0,04-0,20)	0,011	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,10 ± 0,05 0,07 (0,03-0,20)	0,003	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,11 ± 0,06 0,1 (0,04-0,20)	0,006	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,16 ± 0,13 0,14 (0,05-0,44)	0,190
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,38 ± 0,12 0,40 (0,20-0,61)	0,004	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,40 ± 0,21 0,29 (0,15-0,79)	0,014	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,39 ± 0,17 0,34 (0,19-0,63)	0,024	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,56 ± 0,48 0,53 (0,17-1,78)	0,161
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,7 ± 0,36 0,62 (0,40-1,59)	0,002	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,70 ± 0,60 0,40 (0,24-2,12)	0,011	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,71 ± 0,36 0,78 (0,26-1,09)	0,040	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	1,01 ± 0,97 0,88 (0,22-3,49)	0,063

		Kb	SG2b	p*	Kb	SG3b	p*	Kb	UG1b	p*	Kb	UG2b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,14 ± 0,07 0,13 (0,06-0,28)	0,063	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,13 ± 0,09 0,1 (0,05-0,34)	0,024	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,16 ± 0,19 0,11 (0,06-0,67)	0,110	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,06-0,23)	0,006
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,49 ± 0,25 0,38 (0,25-0,88)	0,063	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,49 ± 0,27 0,4 (0,26-1,01)	0,050	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,81 ± 1,01 0,38 (0,27-3,44)	0,222	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,49 ± 0,28 0,4 (0,27-1,2)	0,031
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,78 ± 0,42 0,65 (0,36-1,54)	0,014	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,84 ± 0,51 0,84 (0,34-1,66)	0,050	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	2,11 ± 3,44 0,73 (0,34-11,08)	0,258	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	1,06 ± 1,16 0,76 (0,37-4,12)	0,019

		Kb	UG3b	p*	Kb	PG1b	p*	Kb	PG2b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,41 ± 0,33 0,29 (0,08-0,83)	0,730	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,1 ± 0,04 0,09 (0,06-0,18)	0,001	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,16 ± 0,14 0,12 (0,06-0,53)	0,063
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	2,27 ± 1,97 2,31 (0,22-4,87)	0,258	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,36 ± 0,13 0,36 (0,21-0,67)	0,004	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,74 ± 0,7 0,45 (0,25-2,37)	0,190
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	4,78 ± 4,13 4,03 (0,31-10,20)	0,340	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,56 ± 0,18 0,54 (0,28-0,94)	<0,001	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	2,15 ± 2,83 0,81 (0,39-7,82)	0,297

b: beş yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 5. Bir yıllık yaşlandırma yapılmış ikincil olarak uygulanan işlemleri aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları

		EG1a	SG1a	p*	EG1a	UG1a	p*	SG1a	UG1a	p*	EG2a	SG2a	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,11 ± 0,05 0,10 (0,05-0,20)	0,27 ± 0,34 0,11 (0,04-1,1)	0,387	0,11 ± 0,05 0,10 (0,05-0,20)	0,13 ± 0,13 0,08 (0,05-0,48)	0,931	0,27 ± 0,34 0,11 (0,04-1,1)	0,13 ± 0,13 0,08 (0,05-0,48)	0,340	0,2 ± 0,16 0,11 (0,07-0,53)	0,13 ± 0,06 0,1 (0,06-0,23)	0,666
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,39 ± 0,19 0,32 (0,19-0,82)	1,39 ± 2,11 0,42 (0,18-6,68)	0,297	0,39 ± 0,19 0,32 (0,19-0,82)	0,56 ± 0,77 0,28 (0,18-2,60)	0,489	1,39 ± 2,11 0,42 (0,18-6,68)	0,56 ± 0,77 0,28 (0,18-2,60)	0,297	0,61 ± 0,65 0,40 (0,20-2,30)	0,42 ± 0,15 0,35 (0,27-0,72)	0,931
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,79 ± 0,64 0,62 (0,40-1,59)	2,52 ± 3,40 0,84 (0,23-9,85)	0,489	0,79 ± 0,64 0,62 (0,40-1,59)	0,97 ± 1,36 0,43 (0,27-4,52)	0,605	2,52 ± 3,40 0,84 (0,23-9,85)	0,97 ± 1,36 0,43 (0,27-4,52)	0,297	1,1 ± 1,15 0,58 (0,3-5,02)	0,76 ± 0,42 0,67 (0,47-1,82)	0,666

		EG2a	UG2a	p*	SG2a	UG2a	p*	EG3a	SG3a	p*	EG3a	UG3a	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,2 ± 0,16 0,11 (0,07-0,53)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,07-0,23)	0,489	0,13 ± 0,06 0,1 (0,06-0,23)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,07-0,23)	0,931	0,19 ± 0,13 0,14 (0,07-0,47)	0,11 ± 0,06 0,11 (0,03-0,2)	0,113	0,19 ± 0,13 0,14 (0,07-0,47)	0,15 ± 0,08 0,12 (0,08-0,31)	0,605
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,61 ± 0,65 0,40 (0,20-2,30)	0,59 ± 0,48 0,39 (0,22-1,69)	0,931	0,42 ± 0,15 0,35 (0,27-0,72)	0,59 ± 0,48 0,39 (0,22-1,69)	0,863	0,9 ± 1,09 0,46 (0,28-3,75)	0,45 ± 0,24 0,37 (0,14-0,84)	0,136	0,9 ± 1,09 0,46 (0,28-3,75)	0,51 ± 0,27 0,45 (0,24-1,11)	0,489
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,1 ± 1,15 0,58 (0,3-5,02)	1,40 ± 1,42 0,71 (0,38-4,56)	0,489	0,76 ± 0,42 0,67 (0,47-1,82)	1,40 ± 1,42 0,71 (0,38-4,56)	0,666	1,91 ± 1,99 0,95 (0,52-5,96)	0,85 ± 0,53 0,59 (0,19-1,78)	0,258	1,91 ± 1,99 0,95 (0,52-5,96)	0,91 ± 0,66 0,81 (0,31-2,53)	0,258

		SG3a	UG3a	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,11 ± 0,06 0,11 (0,03-0,2)	0,15 ± 0,08 0,12 (0,08-0,31)	0,387
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,45 ± 0,24 0,37 (0,14-0,84)	0,51 ± 0,27 0,45 (0,24-1,11)	0,666
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,85 ± 0,53 0,59 (0,19-1,78)	0,91 ± 0,66 0,81 (0,31-2,53)	0,999

a: bir yıllık yaşlandırma, b: beş yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 6. Beş yıllık yaşlandırma yapılmış ikincil olarak uygulanan işlemleri aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları

		EG1b	SG1b	p*	EG1b	UG1b	p*	SG1b	UG1b	p*	EG2b	SG2b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,11 ± 0,05 0,12 (0,04-0,20)	0,16 ± 0,13 0,14 (0,05-0,44)	0,489	0,11 ± 0,05 0,12 (0,04-0,20)	0,16 ± 0,19 0,11 (0,06-0,67)	0,863	0,16 ± 0,13 0,14 (0,05-0,44)	0,16 ± 0,19 0,11 (0,06-0,67)	0,666	0,10 ± 0,05 0,07 (0,03-0,20)	0,14 ± 0,07 0,13 (0,06-0,28)	0,258
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,38 ± 0,12 0,40 (0,20-0,61)	0,56 ± 0,48 0,53 (0,17-1,78)	0,436	0,38 ± 0,12 0,40 (0,20-0,61)	0,81 ± 1,01 0,38 (0,27-3,44)	0,387	0,56 ± 0,48 0,53 (0,17-1,78)	0,81 ± 1,01 0,38 (0,27-3,44)	0,796	0,40 ± 0,21 0,29 (0,15-0,79)	0,49 ± 0,25 0,38 (0,25-0,88)	0,340
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,7 ± 0,36 0,62 (0,40-1,59)	1,01 ± 0,97 0,88 (0,22-3,49)	0,258	0,7 ± 0,36 0,62 (0,40-1,59)	2,11 ± 3,44 0,73 (0,34-11,08)	0,436	1,01 ± 0,97 0,88 (0,22-3,49)	2,11 ± 3,44 0,73 (0,34-11,08)	0,791	0,70 ± 0,60 0,40 (0,24-2,12)	0,78 ± 0,42 0,65 (0,36-1,54)	0,331

		EG2b	UG2b	p*	SG2b	UG2b	p*	EG3b	SG3b	p*	EG3b	UG3b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,10 ± 0,05 0,07 (0,03-0,20)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,06-0,23)	0,190	0,14 ± 0,07 0,13 (0,06-0,28)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,06-0,23)	0,796	0,11 ± 0,06 0,1 (0,04-0,20)	0,13 ± 0,09 0,1 (0,05-0,34)	0,796	0,11 ± 0,06 0,1 (0,04-0,20)	0,41 ± 0,33 0,29 (0,08-0,83)	0,040
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,40 ± 0,21 0,29 (0,15-0,79)	0,49 ± 0,28 0,4 (0,27-1,2)	0,436	0,49 ± 0,25 0,38 (0,25-0,88)	0,49 ± 0,28 0,4 (0,27-1,2)	0,796	0,39 ± 0,17 0,34 (0,19-0,63)	0,49 ± 0,27 0,4 (0,26-1,01)	0,387	0,39 ± 0,17 0,34 (0,19-0,63)	2,27 ± 1,97 2,31 (0,22-4,87)	0,031
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,70 ± 0,60 0,40 (0,24-2,12)	1,06 ± 1,16 0,76 (0,37-4,12)	0,258	0,78 ± 0,42 0,65 (0,36-1,54)	1,06 ± 1,16 0,76 (0,37-4,12)	0,605	0,71 ± 0,36 0,78 (0,26-1,09)	0,84 ± 0,51 0,84 (0,34-1,66)	0,489	0,71 ± 0,36 0,78 (0,26-1,09)	4,78 ± 4,13 4,03 (0,31-10,20)	0,040

		SG3b	UG3b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,13 ± 0,09 0,1 (0,05-0,34)	0,41 ± 0,33 0,29 (0,08-0,83)	0,094
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,49 ± 0,27 0,4 (0,26-1,01)	2,27 ± 1,97 2,31 (0,22-4,87)	0,136
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,84 ± 0,51 0,84 (0,34-1,66)	4,78 ± 4,13 4,03 (0,31-10,20)	0,094

b: beş yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 7. Aynı işlemler uygulanan bir ve beş yıllık yaşlandırılmış grupların karşılaştırılma sonuçları

		Ka	Kb	p*	EG1a	EG1b	p*	EG2a	EG2b	p*	EG3a	EG3b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,21 ± 0,29 0,11 (0,07-9,96)	0,22 ± 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,077	0,11 ± 0,05 0,10 (0,05-0,20)	0,11 ± 0,05 0,12 (0,04-0,20)	0,931	0,2 ± 0,16 0,11 (0,07-0,53)	0,10 ± 0,05 0,07 (0,03-0,20)	0,063	0,19 ± 0,13 0,14 (0,07-0,47)	0,11 ± 0,06 0,1 (0,04-0,20)	0,161
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,59 ± 0,48 0,35 (0,26-1,67)	0,92 ± 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,094	0,39 ± 0,19 0,32 (0,19-0,82)	0,38 ± 0,12 0,40 (0,20-0,61)	0,863	0,61 ± 0,65 0,40 (0,20-2,30)	0,40 ± 0,21 0,29 (0,15-0,79)	0,605	0,9 ± 1,09 0,46 (0,28-3,75)	0,39 ± 0,17 0,34 (0,19-0,63)	0,077
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,17 ± 1,27 0,47 (0,33-4,03)	1,69 ± 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,136	0,79 ± 0,64 0,62 (0,40-1,59)	0,7 ± 0,36 0,62 (0,40-1,59)	0,863	1,1 ± 1,15 0,58 (0,3-5,02)	0,70 ± 0,60 0,40 (0,24-2,12)	0,666	1,91 ± 1,99 0,95 (0,52-5,96)	0,71 ± 0,36 0,78 (0,26-1,09)	0,222

		SG1a	SG1b	p*	SG2a	SG2b	p*	SG3a	SG3b	p*	UG1a	UG1b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,27 ± 0,34 0,11 (0,04-1,1)	0,16 ± 0,13 0,14 (0,05-0,44)	0,863	0,13 ± 0,06 0,1 (0,06-0,23)	0,14 ± 0,07 0,13 (0,06-0,28)	0,863	0,11 ± 0,06 0,11 (0,03-0,2)	0,13 ± 0,09 0,1 (0,05-0,34)	0,660	0,13 ± 0,13 0,08 (0,05-0,48)	0,16 ± 0,19 0,11 (0,06-0,67)	0,387
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,39 ± 2,11 0,42 (0,18-6,68)	0,56 ± 0,48 0,53 (0,17-1,78)	0,796	0,42 ± 0,15 0,35 (0,27-0,72)	0,49 ± 0,25 0,38 (0,25-0,88)	0,931	0,45 ± 0,24 0,37 (0,14-0,84)	0,49 ± 0,27 0,4 (0,26-1,01)	0,863	0,56 ± 0,77 0,28 (0,18-2,60)	0,81 ± 1,01 0,38 (0,27-3,44)	0,113
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	2,52 ± 3,40 0,84 (0,23-9,85)	1,01 ± 0,97 0,88 (0,22-3,49)	0,796	0,76 ± 0,42 0,67 (0,47-1,82)	0,78 ± 0,42 0,65 (0,36-1,54)	0,796	0,85 ± 0,53 0,59 (0,19-1,78)	0,84 ± 0,51 0,84 (0,34-1,66)	0,863	0,97 ± 1,36 0,43 (0,27-4,52)	2,11 ± 3,44 0,73 (0,34-11,08)	0,222

		UG2a	UG2b	p*	UG3a	UG3b	p*	PG1a	PG1b	p*	PG2a	PG2b	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,07-0,23)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,06-0,23)	0,796	0,15 ± 0,08 0,12 (0,08-0,31)	0,41 ± 0,33 0,29 (0,08-0,83)	0,222	0,08 ± 0,03 0,07 (0,06-0,14)	0,1 ± 0,04 0,09 (0,06-0,18)	0,387	0,18 ± 0,12 0,14 (0,09-0,49)	0,16 ± 0,14 0,12 (0,06-0,53)	0,258
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,59 ± 0,48 0,39 (0,22-1,69)	0,49 ± 0,28 0,4 (0,27-1,2)	0,730	0,51 ± 0,27 0,45 (0,24-1,11)	2,27 ± 1,97 2,31 (0,22-4,87)	0,113	0,33 ± 0,08 0,32 (0,22-0,43)	0,36 ± 0,13 0,36 (0,21-0,67)	0,931	0,85 ± 0,91 0,5 (0,29-3,22)	0,74 ± 0,7 0,45 (0,25-2,37)	0,546
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,40 ± 1,42 0,71 (0,38-4,56)	1,06 ± 1,16 0,76 (0,37-4,12)	0,999	0,91 ± 0,66 0,81 (0,31-2,53)	4,78 ± 4,13 4,03 (0,31-10,20)	0,077	0,6 ± 0,25 0,52 (0,27-1,06)	0,56 ± 0,18 0,54 (0,28-0,94)	0,931	1,62 ± 1,71 0,94 (0,36-5,79)	2,15 ± 2,83 0,81 (0,39-7,82)	0,999

a: bir yıllık yaşlandırma, b: beş yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 8. Bir yıllık yaşlandırılmış ve ilk uygulanan enstrümantasyonu aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları

		EG1a	EG2a	p*	EG1a	EG3a	p*	EG2a	EG3a	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,11 ± 0,05 0,10 (0,05-0,20)	0,2 ± 0,16 0,11 (0,07-0,53)	0,222	0,11 ± 0,05 0,10 (0,05-0,20)	0,19 ± 0,13 0,14 (0,07-0,47)	0,136	0,2 ± 0,16 0,11 (0,07-0,53)	0,19 ± 0,13 0,14 (0,07-0,47)	0,863
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,39 ± 0,19 0,32 (0,19-0,82)	0,61 ± 0,65 0,40 (0,20-2,30)	0,605	0,39 ± 0,19 0,32 (0,19-0,82)	0,9 ± 1,09 0,46 (0,28-3,75)	0,077	0,61 ± 0,65 0,40 (0,20-2,30)	0,9 ± 1,09 0,46 (0,28-3,75)	0,136
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,79 ± 0,64 0,62 (0,40-1,59)	1,1 ± 1,15 0,58 (0,3-5,02)	0,730	0,79 ± 0,64 0,62 (0,40-1,59)	1,91 ± 1,99 0,95 (0,52-5,96)	0,063	1,1 ± 1,15 0,58 (0,3-5,02)	1,91 ± 1,99 0,95 (0,52-5,96)	0,063

		SG1a	SG2a	p*	SG1a	SG3a	p*	SG2a	SG3a	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,27 ± 0,34 0,11 (0,04-1,1)	0,13 ± 0,06 0,1 (0,06-0,23)	0,796	0,27 ± 0,34 0,11 (0,04-1,1)	0,11 ± 0,06 0,11 (0,03-0,2)	0,436	0,13 ± 0,06 0,1 (0,06-0,23)	0,11 ± 0,06 0,11 (0,03-0,2)	0,387
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	1,39 ± 2,11 0,42 (0,18-6,68)	0,42 ± 0,15 0,35 (0,27-0,72)	0,436	1,39 ± 2,11 0,42 (0,18-6,68)	0,45 ± 0,24 0,37 (0,14-0,84)	0,489	0,42 ± 0,15 0,35 (0,27-0,72)	0,45 ± 0,24 0,37 (0,14-0,84)	0,863
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	2,52 ± 3,40 0,84 (0,23-9,85)	0,76 ± 0,42 0,67 (0,47-1,82)	0,796	2,52 ± 3,40 0,84 (0,23-9,85)	0,85 ± 0,53 0,59 (0,19-1,78)	0,666	0,76 ± 0,42 0,67 (0,47-1,82)	0,85 ± 0,53 0,59 (0,19-1,78)	0,999

		UG1a	UG2a	p*	UG1a	UG3a	p*	UG2a	UG3a	p*	PG1a	PG2a	p*
Ra	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,13 ± 0,13 0,08 (0,05-0,48)	0,12 ± 0,05 0,11 (0,07-0,23)	0,489	0,13 ± 0,13 0,08 (0,05-0,48)	0,15 ± 0,08 0,12 (0,08-0,31)	0,094	0,12 ± 0,05 0,11 (0,07-0,23)	0,15 ± 0,08 0,12 (0,08-0,31)	0,436	0,08 ± 0,03 0,07 (0,06-0,14)	0,18 ± 0,12 0,14 (0,09-0,49)	0,001
Rz	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,56 ± 0,77 0,28 (0,18-2,60)	0,59 ± 0,48 0,39 (0,22-1,69)	0,297	0,56 ± 0,77 0,28 (0,18-2,60)	0,51 ± 0,27 0,45 (0,24-1,11)	0,258	0,59 ± 0,48 0,39 (0,22-1,69)	0,51 ± 0,27 0,45 (0,24-1,11)	0,931	0,33 ± 0,08 0,32 (0,22-0,43)	0,85 ± 0,91 0,5 (0,29-3,22)	0,006
Rmax	Mean ± sd Median (Min-Max)	0,97 ± 1,36 0,43 (0,27-4,52)	1,40 ± 1,42 0,71 (0,38-4,56)	0,222	0,97 ± 1,36 0,43 (0,27-4,52)	0,91 ± 0,66 0,81 (0,31-2,53)	0,297	1,40 ± 1,42 0,71 (0,38-4,56)	0,91 ± 0,66 0,81 (0,31-2,53)	0,863	0,6 ± 0,25 0,52 (0,27-1,06)	1,62 ± 1,71 0,94 (0,36-5,79)	0,113

a: bir yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 9. Beş yıllık yaşlandırılmış ve ilk uygulanan enstrümantasyonu aynı olan grupların karşılaştırılma sonuçları

		EG1b	EG2b	p*	EG1b	EG3b	p*	EG2b	EG3b	p*
Ra	Mean ± sd	0,11 ± 0,05	0,10 ± 0,05	0,863	0,11 ± 0,05	0,11 ± 0,06	0,999	0,10 ± 0,05	0,11 ± 0,06	0,605
	Median (Min-Max)	0,12 (0,04-0,20)	0,07 (0,03-0,20)		0,12 (0,04-0,20)	0,1 (0,04-0,20)		0,07 (0,03-0,20)	0,1 (0,04-0,20)	
Rz	Mean ± sd	0,38 ± 0,12	0,40 ± 0,21	0,965	0,38 ± 0,12	0,39 ± 0,17	0,863	0,40 ± 0,21	0,39 ± 0,17	0,863
	Median (Min-Max)	0,40 (0,20-0,61)	0,29 (0,15-0,79)		0,40 (0,20-0,61)	0,34 (0,19-0,63)		0,29 (0,15-0,79)	0,34 (0,19-0,63)	
Rmax	Mean ± sd	0,7 ± 0,36	0,70 ± 0,60	0,436	0,7 ± 0,36	0,71 ± 0,36	0,999	0,70 ± 0,60	0,71 ± 0,36	0,666
	Median (Min-Max)	0,62 (0,40-1,59)	0,40 (0,24-2,12)		0,62 (0,40-1,59)	0,78 (0,26-1,09)		0,40 (0,24-2,12)	0,78 (0,26-1,09)	

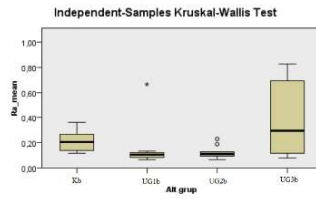
		SG1b	SG2b	p*	SG1b	SG3b	p*	SG2b	SG3b	p*
Ra	Mean ± sd	0,16 ± 0,13	0,14 ± 0,07	0,931	0,16 ± 0,13	0,13 ± 0,09	0,863	0,14 ± 0,07	0,13 ± 0,09	0,730
	Median (Min-Max)	0,14 (0,05-0,44)	0,13 (0,06-0,28)		0,14 (0,05-0,44)	0,1 (0,05-0,34)		0,13 (0,06-0,28)	0,1 (0,05-0,34)	
Rz	Mean ± sd	0,56 ± 0,48	0,49 ± 0,25	0,931	0,56 ± 0,48	0,49 ± 0,27	0,931	0,49 ± 0,25	0,49 ± 0,27	0,931
	Median (Min-Max)	0,53 (0,17-1,78)	0,38 (0,25-0,88)		0,53 (0,17-1,78)	0,4 (0,26-1,01)		0,38 (0,25-0,88)	0,4 (0,26-1,01)	
Rmax	Mean ± sd	1,01 ± 0,97	0,78 ± 0,42	0,666	1,01 ± 0,97	0,84 ± 0,51	0,931	0,78 ± 0,42	0,84 ± 0,51	0,999
	Median (Min-Max)	0,88 (0,22-3,49)	0,65 (0,36-1,54)		0,88 (0,22-3,49)	0,84 (0,34-1,66)		0,65 (0,36-1,54)	0,84 (0,34-1,66)	

		UG1b	UG2b	p*	UG1b	UG3b	p*	UG2b	UG3b	p*	PG1b	PG2b	p*
Ra	Mean ± sd	0,16 ± 0,19	0,12 ± 0,05	0,863	0,16 ± 0,19	0,41 ± 0,33	0,077	0,12 ± 0,05	0,41 ± 0,33	0,094	0,1 ± 0,04	0,16 ± 0,14	0,387
	Median (Min-Max)	0,11 (0,06-0,67)	0,11 (0,06-0,23)		0,11 (0,06-0,67)	0,29 (0,08-0,83)		0,11 (0,06-0,23)	0,29 (0,08-0,83)		0,09 (0,06-0,18)	0,12 (0,06-0,53)	
Rz	Mean ± sd	0,81 ± 1,01	0,49 ± 0,28	0,931	0,81 ± 1,01	2,27 ± 1,97	0,222	0,49 ± 0,28	2,27 ± 1,97	0,094	0,36 ± 0,13	0,74 ± 0,7	0,077
	Median (Min-Max)	0,38 (0,27-3,44)	0,4 (0,27-1,2)		0,38 (0,27-3,44)	2,31 (0,22-4,87)		0,4 (0,27-1,2)	2,31 (0,22-4,87)		0,36 (0,21-0,67)	0,45 (0,25-2,37)	
Rmax	Mean ± sd	2,11 ± 3,44	1,06 ± 1,16	0,999	2,11 ± 3,44	4,78 ± 4,13	0,340	1,06 ± 1,16	4,78 ± 4,13	0,094	0,56 ± 0,18	2,15 ± 2,83	0,077
	Median (Min-Max)	0,73 (0,34-11,08)	0,76 (0,37-4,12)		0,73 (0,34-11,08)	4,03 (0,31-10,20)		0,76 (0,37-4,12)	4,03 (0,31-10,20)		0,54 (0,28-0,94)	0,81 (0,39-7,82)	

b: beş yıllık yaşlandırılma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

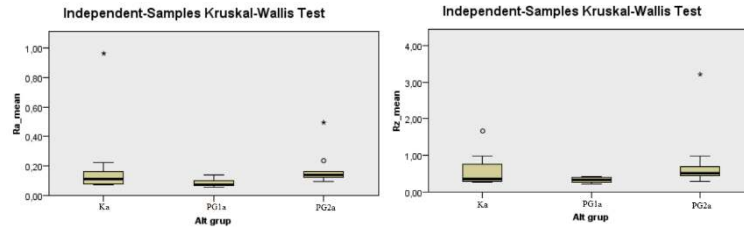
Aynı yaşlandırma sürelerine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon aynı olan grupların kontrol grupları ile çoklu karşılaştırılmalarından Kb, UG1b, UG2b ve UG3b gruplarının Ra ölçümünde, Ka, PG1a, PG2a gruplarının Ra ve Rz ölçümlerinde, Kb, EG1b, EG2b ve EG3b gruplarının ve Kb, PG1b ve PG2b gruplarının Ra, Rz ve Rmax ölçümlerinde anlamlı fark bulundu. ($p<0,05$) (Tablo 10)

Kb, UG1b, UG2b ve UG3b gruplarının Ra değerlerinde bulunan fark, Kb-UG1b, Kb-UG2b, UG1b-UG3b ve UG2b-UG3b arasındaki farktan kaynaklanmaktadır ($p<0,05$). (Şekil 16.)



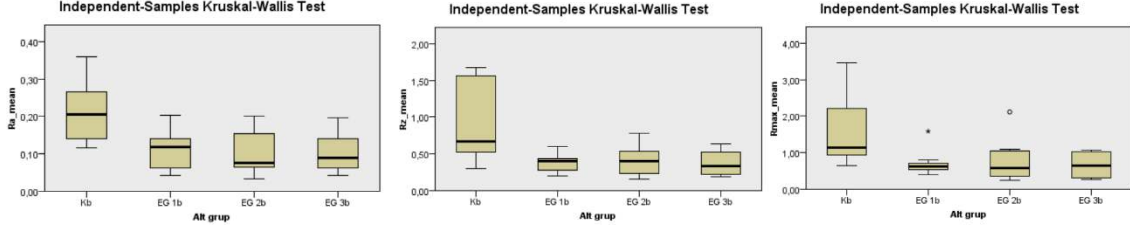
Şekil 16. Kb, UG1b, UG2b ve UG3b gruplarının Ra değeri grafisi

Ka, PG1a, PG2a gruplarının Ra ve Rz değerlerinde bulunan fark, PG1a ve PG2a arasındaki farktan kaynaklanmaktadır ($p<0,05$). (Şekil 17.)



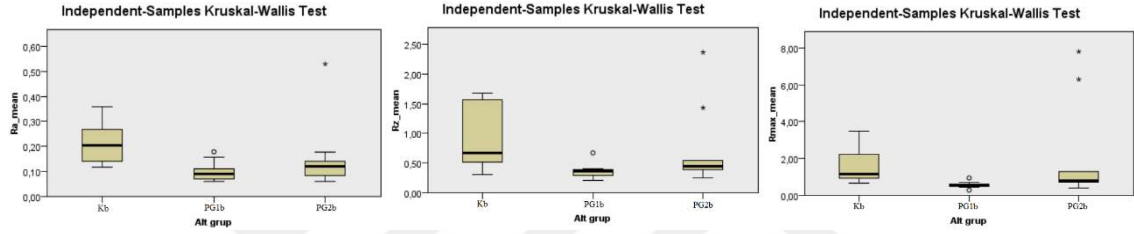
Şekil 17. Ka, PG1a, PG2a gruplarının Ra ve Rz değerleri grafisi

Kb, EG1b, EG2b ve EG3b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerlerinde bulunan fark, tüm ölçümler için Kb-EG1b, Kb-EG2b, Kb-EG3b grupları arasındaki farktan kaynaklanmaktadır ($p<0,05$). (Şekil 18.)



Şekil 18. Kb, EG1b, EG2b ve EG3b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerleri grafisi

Kb, PG1b ve PG2b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerlerinde bulunan fark, Kb ve PG1b arasındaki farktan kaynaklanmaktadır ($p<0,05$). (Şekil 19.)

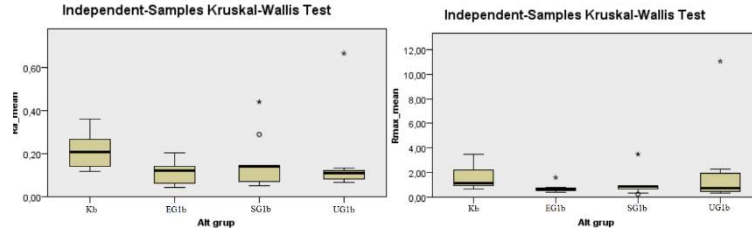


Şekil 19. Kb, PG1b ve PG2b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerleri grafisi

Bir yıllık yaşlandırma sürelerine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon farklı olan grupların en az dördlü karşılaştırmalarında elde edilen ölçümler benzerdi ($p>0,05$). (Tablo 11.)

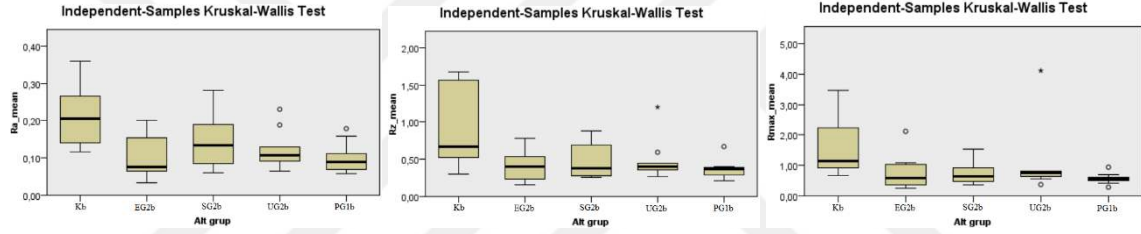
Beş yıllık yaşlandırma sürelerine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon farklı olan grupların en az dördlü karşılaştırmalarında Kb, EG1b, SG1b ve UG1b gruplarının Ra ve Rmax ölçümlerinde; Kb, EG2b, SG2b, UG2b, PG1b gruplarının Ra, Rz ve Rmax ölçümlerinde; Kb, EG3b, SG3b, UG3b, PG2b gruplarının Ra ve Rz ölçümlerinde farklılık bulundu ($p<0,05$). (Tablo 12.)

Kb, EG1b, SG1b ve UG1b gruplarının Ra ölçümlerindeki fark, Kb-EG1b ve Kb-UG1b gruplarının arasındaki farktan, Rmax ölçümlerindeki fark ise, Kb-EG1b grupları arasındaki farktan kaynaklanmaktadır ($p<0,05$). (Şekil 20.)



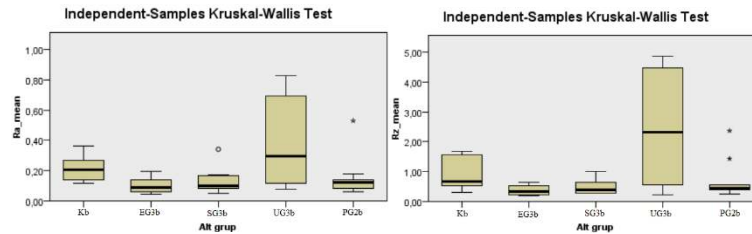
Şekil 20. Kb, EG1b, SG1b ve UG1b gruplarının Ra ve Rmax değerleri grafisi

Kb, EG2b, SG2b, UG2b, PG1b gruplarının Ra ölçümlerindeki fark, Kb-PG1b ve Kb-EG2b gruplarının arasındaki farktan; Rz ölçümlerindeki fark, Kb-PG1b gruplarının arasındaki farktan; Rmax ölçümlerindeki fark ise, Kb-PG1b ve Kb-EG2b grupları arasındaki farktan kaynaklanmaktadır ($p<0,05$). (Şekil 21.)



Şekil 21. Kb, EG2b, SG2b, UG2b, PG1b gruplarının Ra, Rz ve Rmax değerleri grafisi

Kb, EG3b, SG3b, UG3b, PG2b gruplarının Ra ölçümlerindeki fark, Kb-EG3b, EG3b-UG3b ve Kb-SG3b gruplarının arasındaki farktan; Rz ölçümlerindeki fark, Kb-EG3b ve EG3b-UG3b gruplarının arasındaki farktan kaynaklanmaktadır ($p<0,05$). (Şekil 22.)



Şekil 22. Kb, EG2b, SG2b, UG2b, PG1b gruplarının Ra ve Rz değerleri grafisi

Tablo 10. Aynı yaşlandırma sürelerine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon aynı olan grupların kontrol grubu ile karşılaştırılma sonuçları

		Ka	EG1a	EG2a	EG3a	p*	Kb	EG1b	EG2b	EG3b	p*
Ra	Mean $\pm$ sd	0,21 $\pm$ 0,29	0,11 $\pm$ 0,05	0,2 $\pm$ 0,16	0,19 $\pm$ 0,13	0,427	0,22 $\pm$ 0,08	0,11 $\pm$ 0,05	0,10 $\pm$ 0,05	0,11 $\pm$ 0,06	0,010
	Median (Min-Max)	0,11 (0,07-9,96)	0,10 (0,05-0,20)	0,11 (0,07-0,53)	0,14 (0,07-0,47)		0,21 (0,12-0,36)	0,12 (0,04-0,20)	0,07 (0,03-0,20)	0,1 (0,04-0,20)	
Rz	Mean $\pm$ sd	0,59 $\pm$ 0,48	0,39 $\pm$ 0,19	0,61 $\pm$ 0,65	0,9 $\pm$ 1,09	0,295	0,92 $\pm$ 0,55	0,38 $\pm$ 0,12	0,40 $\pm$ 0,21	0,39 $\pm$ 0,17	0,022
	Median (Min-Max)	0,35 (0,26-1,67)	0,32 (0,19-0,82)	0,40 (0,20-2,30)	0,46 (0,28-3,75)		0,67 (0,30-1,68)	0,40 (0,20-0,61)	0,29 (0,15-0,79)	0,34 (0,19-0,63)	
Rmax	Mean $\pm$ sd	1,17 $\pm$ 1,27	0,79 $\pm$ 0,64	1,1 $\pm$ 1,15	1,91 $\pm$ 1,99	0,177	1,69 $\pm$ 1,03	0,7 $\pm$ 0,36	0,70 $\pm$ 0,60	0,71 $\pm$ 0,36	0,021
	Median (Min-Max)	0,47 (0,33-4,03)	0,62 (0,40-1,59)	0,58 (0,3-5,02)	0,95 (0,52-5,96)		1,13 (0,65-3,46)	0,62 (0,40-1,59)	0,40 (0,24-2,12)	0,78 (0,26-1,09)	

		Ka	SG1a	SG2a	SG3a	p*	Kb	SG1b	SG2b	SG3b	p*
Ra	Mean $\pm$ sd	0,21 $\pm$ 0,29	0,27 $\pm$ 0,34	0,13 $\pm$ 0,06	0,11 $\pm$ 0,06	0,752	0,22 $\pm$ 0,08	0,16 $\pm$ 0,13	0,14 $\pm$ 0,07	0,13 $\pm$ 0,09	0,144
	Median (Min-Max)	0,11 (0,07-9,96)	0,11 (0,04-1,1)	0,1 (0,06-0,23)	0,11 (0,03-0,2)		0,21 (0,12-0,36)	0,14 (0,05-0,44)	0,13 (0,06-0,28)	0,1 (0,05-0,34)	
Rz	Mean $\pm$ sd	0,59 $\pm$ 0,48	1,39 $\pm$ 2,11	0,42 $\pm$ 0,15	0,45 $\pm$ 0,24	0,853	0,92 $\pm$ 0,55	0,56 $\pm$ 0,48	0,49 $\pm$ 0,25	0,49 $\pm$ 0,27	0,182
	Median (Min-Max)	0,35 (0,26-1,67)	0,42 (0,18-6,68)	0,35 (0,27-0,72)	0,37 (0,14-0,84)		0,67 (0,30-1,68)	0,53 (0,17-1,78)	0,38 (0,25-0,88)	0,4 (0,26-1,01)	
Rmax	Mean $\pm$ sd	1,17 $\pm$ 1,27	2,52 $\pm$ 3,40	0,76 $\pm$ 0,42	0,85 $\pm$ 0,53	0,933	1,69 $\pm$ 1,03	1,01 $\pm$ 0,97	0,78 $\pm$ 0,42	0,84 $\pm$ 0,51	0,072
	Median (Min-Max)	0,47 (0,33-4,03)	0,84 (0,23-9,85)	0,67 (0,47-1,82)	0,59 (0,19-1,78)		1,13 (0,65-3,46)	0,88 (0,22-3,49)	0,65 (0,36-1,54)	0,84 (0,34-1,66)	

		Ka	UG1a	UG2a	UG3a	p*	Kb	UG1b	UG2b	UG3b	p*
Ra	Mean $\pm$ sd	0,21 $\pm$ 0,29	0,13 $\pm$ 0,13	0,12 $\pm$ 0,05	0,15 $\pm$ 0,08	0,415	0,22 $\pm$ 0,08	0,16 $\pm$ 0,19	0,12 $\pm$ 0,05	0,41 $\pm$ 0,33	0,020
	Median (Min-Max)	0,11 (0,07-9,96)	0,08 (0,05-0,48)	0,11 (0,07-0,23)	0,12 (0,08-0,31)		0,21 (0,12-0,36)	0,11 (0,06-0,67)	0,11 (0,06-0,23)	0,29 (0,08-0,83)	
Rz	Mean $\pm$ sd	0,59 $\pm$ 0,48	0,56 $\pm$ 0,77	0,59 $\pm$ 0,48	0,51 $\pm$ 0,27	0,632	0,92 $\pm$ 0,55	0,81 $\pm$ 1,01	0,49 $\pm$ 0,28	2,27 $\pm$ 1,97	0,125
	Median (Min-Max)	0,35 (0,26-1,67)	0,28 (0,18-2,60)	0,39 (0,22-1,69)	0,45 (0,24-1,11)		0,67 (0,30-1,68)	0,38 (0,27-3,44)	0,4 (0,27-1,2)	2,31 (0,22-4,87)	
Rmax	Mean $\pm$ sd	1,17 $\pm$ 1,27	0,97 $\pm$ 1,36	1,40 $\pm$ 1,42	0,91 $\pm$ 0,66	0,582	1,69 $\pm$ 1,03	2,11 $\pm$ 3,44	1,06 $\pm$ 1,16	4,78 $\pm$ 4,13	0,146
	Median (Min-Max)	0,47 (0,33-4,03)	0,43 (0,27-4,52)	0,71 (0,38-4,56)	0,81 (0,31-2,53)		1,13 (0,65-3,46)	0,73 (0,34-11,08)	0,76 (0,37-4,12)	4,03 (0,31-10,20)	

		Ka	PG1a	PG2a	p*	Kb	PG1b	PG2b	p*
Ra	Mean $\pm$ sd	0,21 $\pm$ 0,29	0,08 $\pm$ 0,03	0,18 $\pm$ 0,12	0,009	0,22 $\pm$ 0,08	0,1 $\pm$ 0,04	0,16 $\pm$ 0,14	0,009
	Median (Min-Max)	0,11 (0,07-9,96)	0,07 (0,06-0,14)	0,14 (0,09-0,49)		0,21 (0,12-0,36)	0,09 (0,06-0,18)	0,12 (0,06-0,53)	
Rz	Mean $\pm$ sd	0,59 $\pm$ 0,48	0,33 $\pm$ 0,08	0,85 $\pm$ 0,91	0,039	0,92 $\pm$ 0,55	0,36 $\pm$ 0,13	0,74 $\pm$ 0,7	0,014
	Median (Min-Max)	0,35 (0,26-1,67)	0,32 (0,22-0,43)	0,5 (0,29-3,22)		0,67 (0,30-1,68)	0,36 (0,21-0,67)	0,45 (0,25-2,37)	
Rmax	Mean $\pm$ sd	1,17 $\pm$ 1,27	0,6 $\pm$ 0,25	1,62 $\pm$ 1,71	0,254	1,69 $\pm$ 1,03	0,56 $\pm$ 0,18	2,15 $\pm$ 2,83	0,007
	Median (Min-Max)	0,47 (0,33-4,03)	0,52 (0,27-1,06)	0,94 (0,36-5,79)		1,13 (0,65-3,46)	0,54 (0,28-0,94)	0,81 (0,39-7,82)	

a: bir yıllık yaşlandırma, b: beş yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 11. Bir yıllık yaşlandırma süresine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon farklı olan gruplar grupların karşılaştırılma sonuçları

		Ka	EG1a	SG1a	UG1a	p*
Ra	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,21 $\pm$ 0,29 0,11 (0,07-9,96)	0,11 $\pm$ 0,05 0,10 (0,05-0,20)	0,27 $\pm$ 0,34 0,11 (0,04-1,1)	0,13 $\pm$ 0,13 0,08 (0,05-0,48)	0,605
Rz	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,59 $\pm$ 0,48 0,35 (0,26-1,67)	0,39 $\pm$ 0,19 0,32 (0,19-0,82)	1,39 $\pm$ 2,11 0,42 (0,18-6,68)	0,56 $\pm$ 0,77 0,28 (0,18-2,60)	0,553
Rmax	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	1,17 $\pm$ 1,27 0,47 (0,33-4,03)	0,79 $\pm$ 0,64 0,62 (0,40-1,59)	2,52 $\pm$ 3,40 0,84 (0,23-9,85)	0,97 $\pm$ 1,36 0,43 (0,27-4,52)	0,702

		Ka	EG2a	SG2a	UG2a	PG1a	p*
Ra	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,21 $\pm$ 0,29 0,11 (0,07-9,96)	0,2 $\pm$ 0,16 0,11 (0,07-0,53)	0,13 $\pm$ 0,06 0,1 (0,06-0,23)	0,12 $\pm$ 0,05 0,11 (0,07-0,23)	0,08 $\pm$ 0,03 0,07 (0,06-0,14)	0,172
Rz	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,59 $\pm$ 0,48 0,35 (0,26-1,67)	0,61 $\pm$ 0,65 0,40 (0,20-2,30)	0,42 $\pm$ 0,15 0,35 (0,27-0,72)	0,59 $\pm$ 0,48 0,39 (0,22-1,69)	0,33 $\pm$ 0,08 0,32 (0,22-0,43)	0,766
Rmax	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	1,17 $\pm$ 1,27 0,47 (0,33-4,03)	1,1 $\pm$ 1,15 0,58 (0,3-5,02)	0,76 $\pm$ 0,42 0,67 (0,47-1,82)	1,40 $\pm$ 1,42 0,71 (0,38-4,56)	0,6 $\pm$ 0,25 0,52 (0,27-1,06)	0,823

		Ka	EG3a	SG3a	UG3a	PG2a	p*
Ra	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,21 $\pm$ 0,29 0,11 (0,07-9,96)	0,19 $\pm$ 0,13 0,14 (0,07-0,47)	0,11 $\pm$ 0,06 0,11 (0,03-0,2)	0,15 $\pm$ 0,08 0,12 (0,08-0,31)	0,18 $\pm$ 0,12 0,14 (0,09-0,49)	0,385
Rz	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,59 $\pm$ 0,48 0,35 (0,26-1,67)	0,9 $\pm$ 1,09 0,46 (0,28-3,75)	0,45 $\pm$ 0,24 0,37 (0,14-0,84)	0,51 $\pm$ 0,27 0,45 (0,24-1,11)	0,85 $\pm$ 0,91 0,5 (0,29-3,22)	0,509
Rmax	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	1,17 $\pm$ 1,27 0,47 (0,33-4,03)	1,91 $\pm$ 1,99 0,95 (0,52-5,96)	0,85 $\pm$ 0,53 0,59 (0,19-1,78)	0,91 $\pm$ 0,66 0,81 (0,31-2,53)	1,62 $\pm$ 1,71 0,94 (0,36-5,79)	0,462

a: bir yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

Tablo 12. Beş yıllık yaşlandırma süresine sahip ilk uygulanan enstrümantasyon farklı olan grupların karşılaştırılma sonuçları

		Kb	EG1b	SG1b	UG1b	p*
Ra	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,22 $\pm$ 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,11 $\pm$ 0,05 0,12 (0,04-0,20)	0,16 $\pm$ 0,13 0,14 (0,05-0,44)	0,16 $\pm$ 0,19 0,11 (0,06-0,67)	0,050
Rz	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,92 $\pm$ 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,38 $\pm$ 0,12 0,40 (0,20-0,61)	0,56 $\pm$ 0,48 0,53 (0,17-1,78)	0,81 $\pm$ 1,01 0,38 (0,27-3,44)	0,083
Rmax	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	1,69 $\pm$ 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,7 $\pm$ 0,36 0,62 (0,40-1,59)	1,01 $\pm$ 0,97 0,88 (0,22-3,49)	2,11 $\pm$ 3,44 0,73 (0,34-11,08)	0,046

		Kb	EG2b	SG2b	UG2b	PG1b	p*
Ra	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,22 $\pm$ 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,10 $\pm$ 0,05 0,07 (0,03-0,20)	0,14 $\pm$ 0,07 0,13 (0,06-0,28)	0,12 $\pm$ 0,05 0,11 (0,06-0,23)	0,1 $\pm$ 0,04 0,09 (0,06-0,18)	0,012
Rz	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,92 $\pm$ 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,40 $\pm$ 0,21 0,29 (0,15-0,79)	0,49 $\pm$ 0,25 0,38 (0,25-0,88)	0,49 $\pm$ 0,28 0,4 (0,27-1,2)	0,36 $\pm$ 0,13 0,36 (0,21-0,67)	0,046
Rmax	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	1,69 $\pm$ 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,70 $\pm$ 0,60 0,40 (0,24-2,12)	0,78 $\pm$ 0,42 0,65 (0,36-1,54)	1,06 $\pm$ 1,16 0,76 (0,37-4,12)	0,56 $\pm$ 0,18 0,54 (0,28-0,94)	0,010

		Kb	EG3b	SG3b	UG3b	PG2b	p*
Ra	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,22 $\pm$ 0,08 0,21 (0,12-0,36)	0,11 $\pm$ 0,06 0,1 (0,04-0,20)	0,13 $\pm$ 0,09 0,1 (0,05-0,34)	0,41 $\pm$ 0,33 0,29 (0,08-0,83)	0,16 $\pm$ 0,14 0,12 (0,06-0,53)	0,021
Rz	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	0,92 $\pm$ 0,55 0,67 (0,30-1,68)	0,39 $\pm$ 0,17 0,34 (0,19-0,63)	0,49 $\pm$ 0,27 0,4 (0,26-1,01)	2,27 $\pm$ 1,97 2,31 (0,22-4,87)	0,74 $\pm$ 0,7 0,45 (0,25-2,37)	0,040
Rmax	Mean $\pm$ sd Median (Min-Max)	1,69 $\pm$ 1,03 1,13 (0,65-3,46)	0,71 $\pm$ 0,36 0,78 (0,26-1,09)	0,84 $\pm$ 0,51 0,84 (0,34-1,66)	4,78 $\pm$ 4,13 4,03 (0,31-10,20)	2,15 $\pm$ 2,83 0,81 (0,39-7,82)	0,059

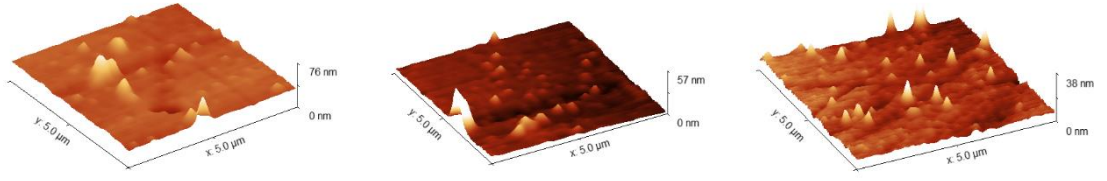
b: beş yıllık yaşlandırma, EG: el aleti grupları, SG: sonik enstrümantasyon grupları, UG: ultrasonik enstrümantasyon grubu, EG, SG, UG grupları için; 1: sadece enstrümantasyon, 2: enstrümantasyon sonrası pat ile politür, 3: enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, PG1: pat ile politür grupları, PG2: hava-toz püskürtmeli sistem ile politür

4.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu Bulguları

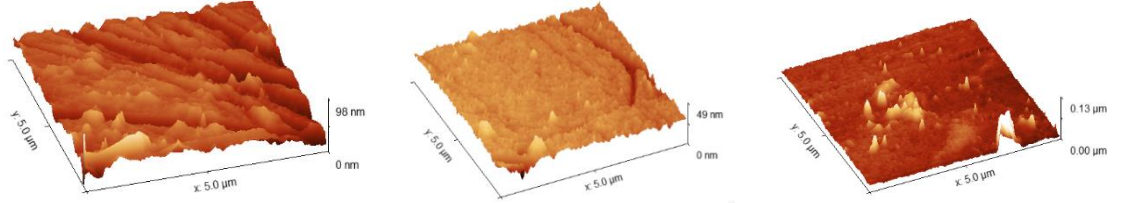
Tüm gruplardan rastgele bir örneğin rastgele üç bölgesinde atomik kuvvet mikroskobu ile pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Elde edilen üç boyutlu yüzey görüntüleri (Şekil 23-46) ve ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Tablo 13.) kaydedildi. Her gruptan incelenen örnek adedinin bir olması sebebiyle istatistiksel analiz yapılamadı.

Tablo 13. Atomik kuvvet mikroskobu ölçüm değerleri

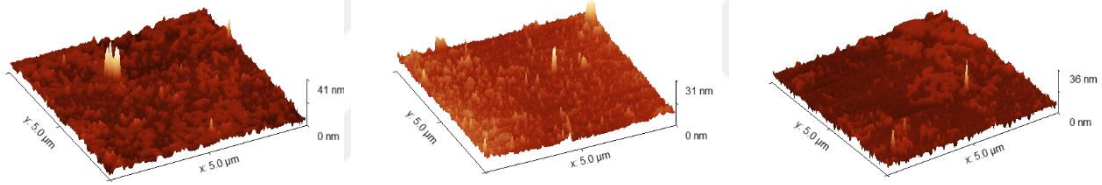
Gruplar/Bölgeler	1	2	3
Ka	2.314±1.391	1.812±1.052	1.371±0.5145
Kb	6.074±1.611	2.68±0.4588	3.785±2.118
EG1a	1.595±0.2727	1.188±0.2137	1.3181±0.3308
EG1b	4.791±1.529	7.738±1.842	5.47±1.485
EG2a	1.359±0.3245	2.658±0.7291	3.714±2.493
EG2b	2.303±0.8712	13.37±6.579	2.235±0.6149
EG3a	3.7±0.9033	4.657±1.137	3.991±2.19
EG3b	3.582±1.258	6.392±1.334	2.812±1.165
SG1a	2.137±0.6906	2.033±0.5581	2.304±1.497
SG1b	2.562±2.135	2.567±0.909	2.322±1.342
SG2a	1.438±0.5578	1.14±0.3353	2.077±0.4712
SG2b	6.157±5.998	3.3±0.7499	1.974±0.6127
SG3a	0.7944±0.2065	1.509±0.6976	0.9825±0.2832
SG3b	1.397±0.4632	2.849±0.6916	3.346±0.5822
UG1a	5.134±0.91	8.168±1.306	9.765±1.653
UG1b	4.468±1.471	2.544±0.6656	3.077±1.551
UG2a	16.91±3.652	28.02±8.951	11.78±5.114
UG2b	2.888±0.6871	10.83±9.8	13.08±9.351
UG3a	6.939±8.139	8.186±2.47	3.191±0.6901
UG3b	6.631±1.356	8.091±3.662	7.492±2.465
PG1a	3.806±1.307	2.29±1.246	1.944±0.8121
PG1b	5.419±3.16	4.768±0.9658	3.683±1.809
PG2a	12.7±1.786	8.608±3.204	3.976±1.956
PG2b	4.513±3.809	1.861±1.307	3.001±1.099



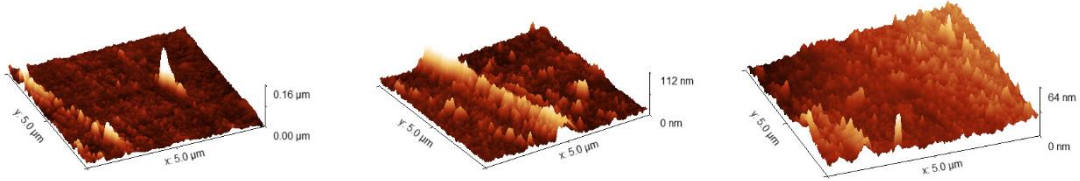
Şekil 23. Ka grubu AFM görüntüleri



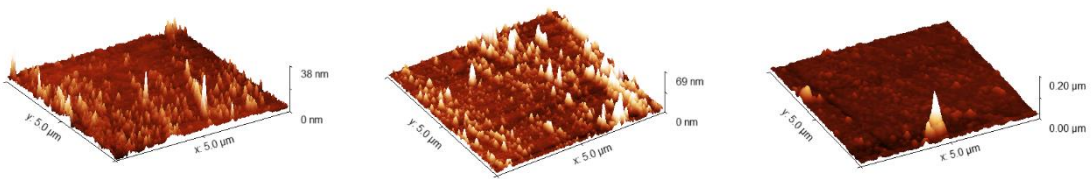
Şekil 24. Kb grubu AFM görüntüleri



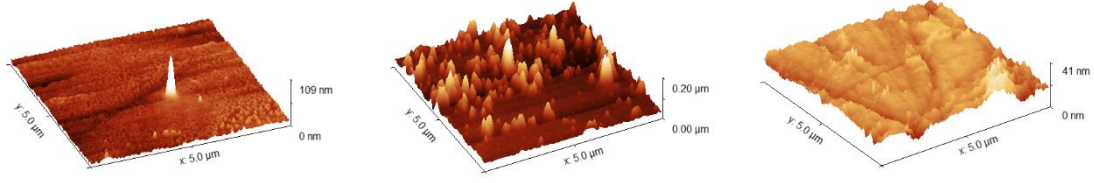
Şekil 25. EG1a grubu AFM görüntüleri



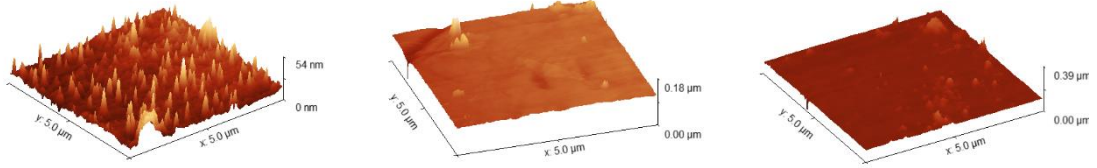
Şekil 26. EG1b grubu AFM görüntüleri



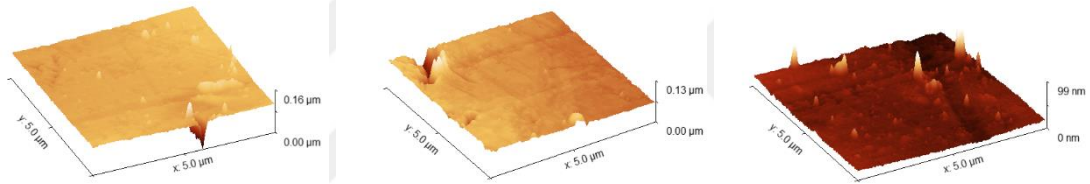
Şekil 27. EG2a grubu AFM görüntüleri



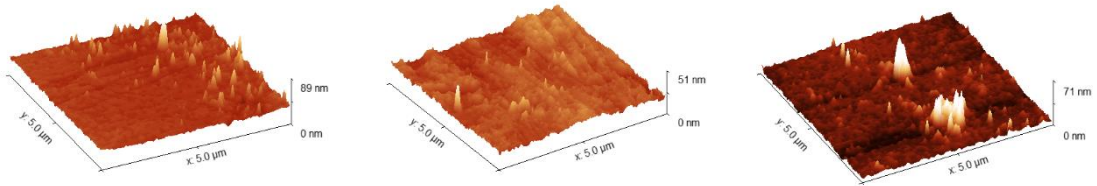
Şekil 28. EG2b grubu AFM görüntüleri



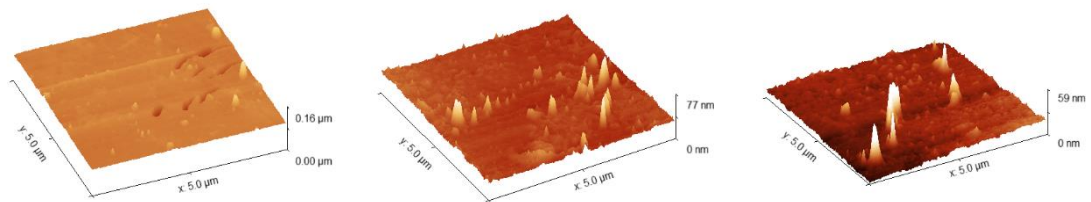
Şekil 29. EG3a grubu AFM görüntüleri



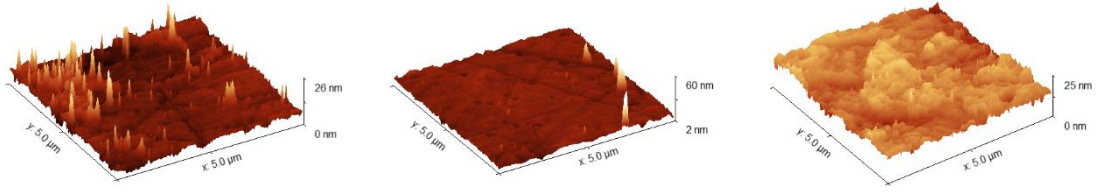
Şekil 30. EG3b grubu AFM görüntüleri



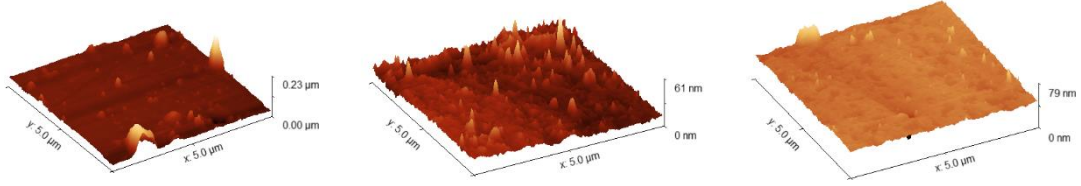
Şekil 31. SG1a grubu AFM görüntüleri



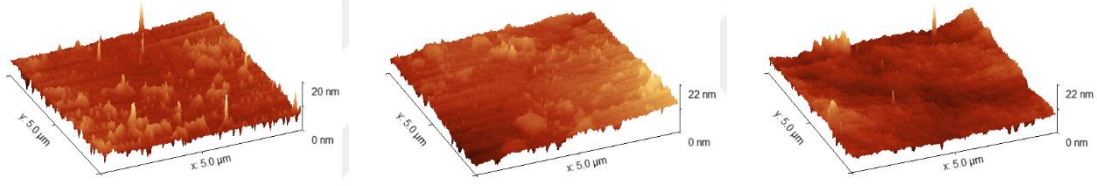
Şekil 32. SG1b grubu AFM görüntüleri



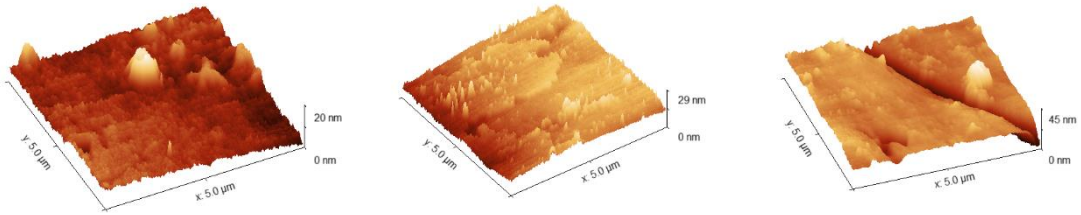
Şekil 33. SG2a grubu AFM görüntüleri



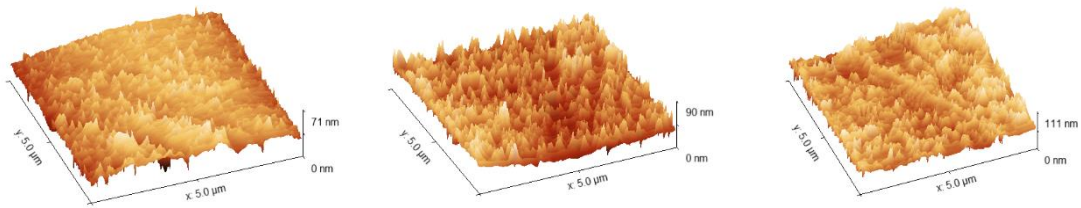
Şekil 34. SG2b grubu AFM görüntüleri



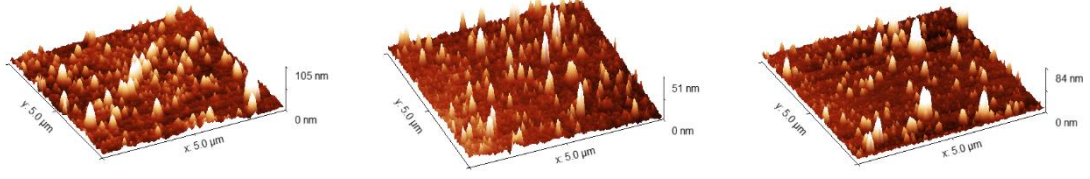
Şekil 35. SG3a grubu AFM görüntüleri



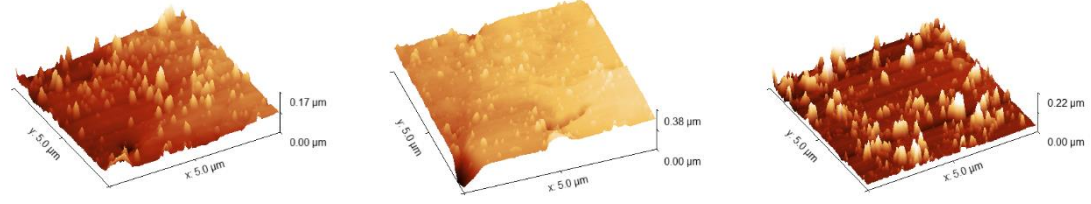
Şekil 36. SG3b grubu AFM görüntüleri



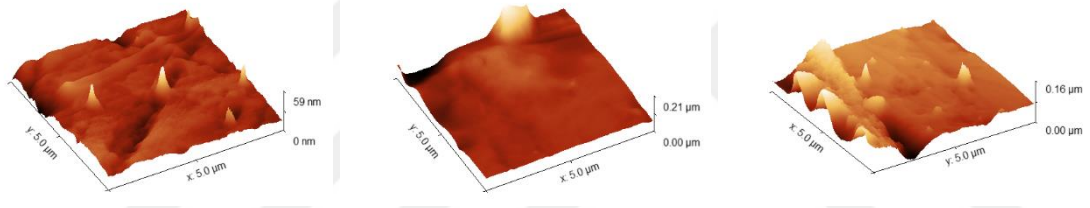
Şekil 37. UG1a grubu AFM görüntüleri



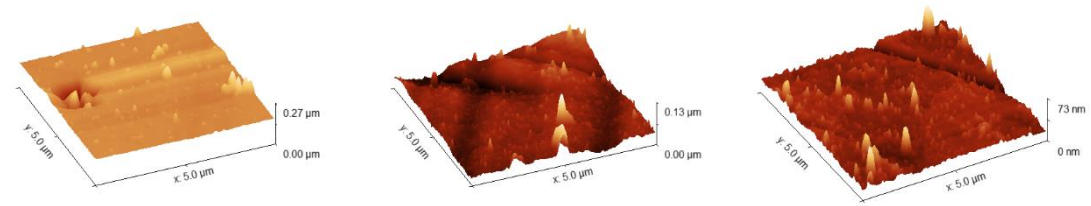
Şekil 38. UG1b grubu AFM görüntüleri



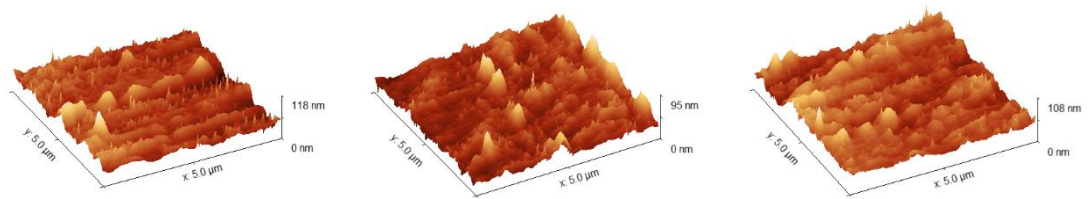
Şekil 39. UG2a grubu AFM görüntüleri



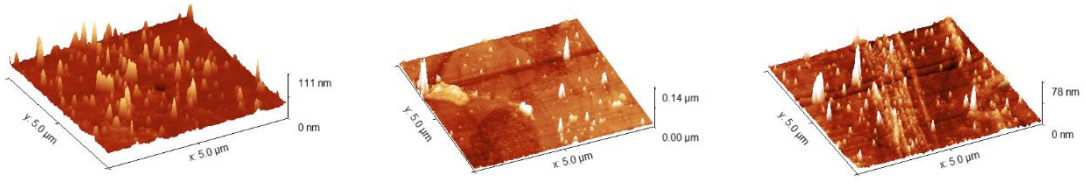
Şekil 40. UG2b grubu AFM görüntüleri



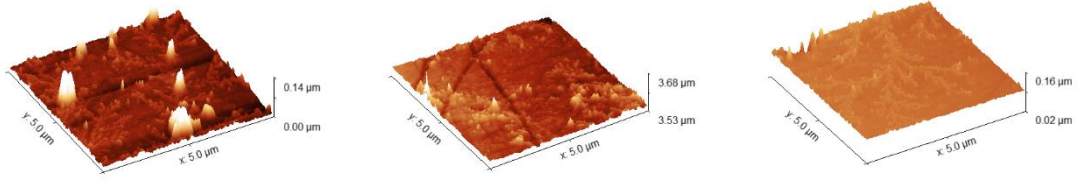
Şekil 41. UG3a grubu AFM görüntüleri



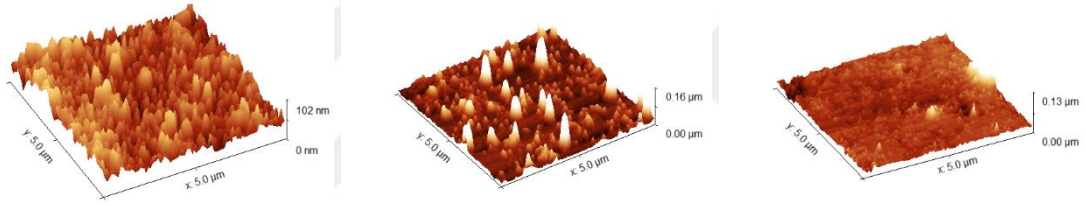
Şekil 42. UG3b grubu AFM görüntüleri



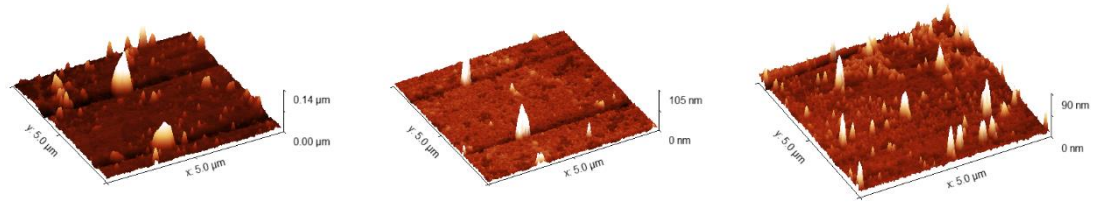
Şekil 43. PG1a grubu AFM görüntüleri



Şekil 44. PG1b grubu AFM görüntüleri



Şekil 45. PG2a grubu AFM görüntüleri



Şekil 46. PG2b grubu AFM görüntüleri

5. TARTIŞMA

Sıcaklık farkına göre faz değiştiren saf zirkonyum, faz dönüşümünü engellemek için eklenen stabilize edici oksitler ile oda sıcaklığında monoklinik fazda değil, tetragonal fazda bulunur.(155) Genel olarak dental işlemler için itriyum stabilizör olarak kullanılmakta ve oluşan bu yapıya “itriyum ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP)” adı verilmektedir.(186) Monolitik zirkonyaların yapıları, alt yapı olarak kullanılan zirkonya materyaline çok benzemekle birlikte, yapıda tanecik boyutu küçültülmüş (1μ dan $0,2-0,8\mu$ ’a düşmüş), (106,187) homojenliği arttırılmıştır.(188) Zirkonyanın direnç kazanmasını sağlayan alümina (%1-5) ise, optik görüntü oluşturmada sebebi ile monolitik zirkonyada azaltılmış (%0,1) ancak, fiziksel özelliklerde zayıflama meydana gelmemesi için hem alüminanın dağılım şekli geliştirilmiş, (189) hem de zirkonyanın yoğunluğu arttırılmıştır.(190) Bu değişiklikler, monolitik zirkonyanın mekanik gücünü korumuş, hatta geliştirmiştir. Yapılan bir çalışmada, monolitik zirkonyanın bükülme direnci 2795-3038 MPa olarak bildirilmiş ve veneerlenmiş alt yapı zirkonya materyali (2229 MPa) de dahil, tam seramik restorasyonların tamamından daha fazla bükülme direnci göstermiştir.(191) Başka bir araştırmada ise; monolitik zirkonya, veneerlenmiş zirkonya ve metal destekli seramik kronların kırılma dayanımları karşılaştırıldığında, en yüksek değerin monolitik zirkonyada olduğu tespit edilmiştir.(192) Aynı zamanda monolitik zirkonyanın Martens sertlik derecesi 7966 MH, (193) Mohs sertlik skalası değeri ise 9 (194) olarak bildirilmiştir. Materyal sertliğinin fazla olmasına karşın antagonist dişlerde oluşan aşınma, doğal diş ile benzer bulunmuştur.(195) Zirkonyanın faz değiştirirkenki hacimsel değişikliği, çatlak oluşumu sırasında gelen yüklere karşı koymasını sağlamaktadır.(155,196) Zirkonyanın çatlığa direnç gösterme kapasitesine “dönüşüm doygunluğu” adı verilmektedir. (155,196) Güçlü bir materyal olan ve günümüzde sıkça kullanılan monolitik zirkonya materyalinin, klinikte periodontal tedavilerde kullanılan enstrümanların oluşturduğu yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceleyen sınırlı sayıda çalışma vardır. Bu nedenle, bu çalışmada el aleti, sonik ve ultrasonik enstrümantasyon, pat ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulamalarının monolitik zirkonya restorasyonlar üzerindeki pürüzlülüğüne etkisinin kıyaslanması amaçlandı. Pürüzlülüğün değerlendirilmesi için hem profilometre hem de AFM kullanılmıştır. Çalışmada temel olarak bir yıllık yaşlandırma yapılan gruplarda pürüzlülük etkisi gözlenmezken, beş yıllık yaşlandırma sonucunda kontrol grubunun

diğer gruplara göre istatistiksel anlamlı olarak daha pürüzlü olduğu sonucuna varılmıştır. Beş yıllık yaşlandırma uygulanan monolitik zirkonya yüzeyinde, ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür hariç, diğer işlemlerin pürüzlülüğü azalttığı saptanmıştır. Pat ile politür bir ve beş yıllık yaşlandırma yapılan tüm gruplarda pürüzlülüğü azaltıyor gibi görünmektedir. Beş yıllık yaşlandırma uygulanmış ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün en pürüzlü yüzeyi oluşturan grup olduğu saptanmıştır.

5.1. Bir Yıllık Yaşlandırılmış Gruplar

5.1.1. Sadece enstrümantasyonlar

Literatürde, monolitik zirkonya üzerinde periodontal enstrümanların pürüzlülüğe etkisini araştıran sadece bir çalışmaya rastlanmıştır.(197) Ayrıca, literatürde termal döngü yöntemleri (165), otoklav (196) gibi farklı yaşlandırma yöntemleri bulunmaktadır. Ulusoy ve ark.; öncelikle monolitik zirkonya yüzeyine el aleti (H6/7 kretuvar) ve ultrasonik enstrümantasyon uygulamışlar ancak herhangi bir sabitleme işlemi yapmamışlardır. El aletlerini 10 kez, 5 darbe ve 70° açı ile; ultrasonik enstrümantasyonu ise enstrüman ucunun lateral yüzeyi örnek yüzeyi ile temas edecek ve 0° açı yapacak şekilde 1 dakika boyunca 10 tekrar ile uygulamışlardır. Daha sonra örnekleri iki saat 134 °C ve 0,2 MPa basınçta otoklav ile yaşlandırmışlar ve yüzey pürüzlülüğünü AFM ile değerlendirmişlerdir. Örneklerin pürüzlülük ölçümlerini yaşlandırma uygulanmamış kontrol grubu ile değerlendirmiş, el aleti ve ultrasonik enstrüman arasında fark bulunmadığını ve uygulanan işlemlerin yüzeyde anlamlı pürüzlülük oluşturmadığını bildirmişlerdir.(197) Literatürde, otoklav ile 134 °C 5 saat yaşlandırmanın yaklaşık 15-20 seneye denk geldiği bildirilmiştir.(186) Bu çalışmada, yöntem olarak farklılıklar olmasına karşın, birinci yılda kontrol, el aleti, sonik ve ultrasonik enstrüman grupları arasında yüzey pürüzlülüğü kıyaslanmış ve gruplar arasında fark bulunmadı. AFM ölçümlerinde sırasıyla ultrasonik enstrümantasyon, sonik enstrümantasyon ve el aleti şeklinde pürüzlülüğün azaldığı gözlenmektedir. AFM sonuçları için istatistik yapılamadığından, farkın anlamlılığından bahsedilemez. Öncelikle tüm işlemlerde kullanılan enstrümanlar paralelometreye sabitlenerek (198) standardize şekilde yapılmıştır. Bu çalışmada el aleti olarak, 11/12 Gracey küretin çalışan

kenarı ile örnek arasında 70° açı oluşturularak 10 darbe, sonik ve ultrasonik enstrümanın ucu örnek ile 0° açı yapacak şekilde orta güç seviyesinde 10 darbe olarak uygulandı. Diğer taraftan, bu çalışmada önceki çalışmadan farklı olarak uygulanan darbe sayısının daha az olmasına, yaşlandırmanın otoklav ile değil termal döngü sistemi (165) ile bir yıllık olarak yapılmasına karşın, Ra, Rz ve Rmax değerleri yönünden sonuçlar uyumlu bulundu. Ayrıca, bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü AFM ve profilometre ile değerlendirildi, fakat AFM ile değerlendirilen veri sayısı yeterli olmadığı için istatistiksel analiz yapılamadı. Yapılan literatür taramasında sonik enstrümantasyonların monolitik zirkonya üzerinde etkisini inceleyen bir çalışma bulunamamıştır. Farklı yüzeylerde sonik enstrümanların ultrasonik ve el aletlerine kıyasla daha az pürüzlülük oluşturduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur.(11,199,200) Bu çalışmada, sonik aletlerin benzer şekilde pürüzlülük oluşturmadığı tespit edilmiştir.

Alt yapı zirkonya materyali (176,179,201) kompozitler (202,203) veya kök yüzeyleri (180,199,204,205) üzerine periodontal enstrümanların pürüzlülüğünü değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır. Ultrasonik enstrümanların bu materyallerde sonik ve el aletlerine göre yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını gösteren çalışmaların yanı sıra, önemli bir etkisinin olmadığını bildiren araştırmaların da olduğu saptanmıştır. Ancak, yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği materyaller ve optik profilometre, microCT ve SEM gibi yöntemsel farklılıklar sebebi ile karşılaştırma yapılamamıştır.

5.1.2. Enstrümantasyon ve politür

5.1.2.1. Enstrüman sonrası pat ile politür

(Ka-EG2a-SG2a-UG2a-PG1a)

Politür işlemi rutin periodontal tedavilerde biyofilmin uzaklaştırılması ve yüzey pürüzlülüklerinin giderilmesi amacı ile kullanılmaktadır.(100) Bu işlem için pomza, pat, tebeşir tozu gibi materyallerden yararlanılmaktadır.(100) Patlar kullanım kolaylığı için hemen uygulanabilecek şekilde bulunan ve partikül büyüklüklerine göre kalın, orta ve ince olarak sınıflandırılmış şekilde piyasada bulunmaktadır. Pat seçimi yüzeyde oluşabilecek pürüzlülüğü, biyofilm ve renklenmeleri kaldırma potansiyeline göre yapılmalıdır. Kalın partiküllü patların renklenme ve plağı kolayca kaldırdığı ancak, daha pürüzlü yüzey yarattıkları bildirilmiştir. Yüzey pürüzlülüğünü arttırıcı etki periodontal tedaviyi olumsuz etkileyecek şekilde biyofilm

tutululumunu arttıracaktır. Orta ve ince partiküllü patlar ise, daha az pürüzlü yüzey oluşturmalarına rağmen biyofilm ve renklenmeleri daha zor giderir.(104) Literatürde, monolitik zirkonya üzerine politür uygulamasının yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirilen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada, monolitik zirkonya üzerine pat ile politür işlemi tek başına ya da el aleti, sonik ve ultrasonik enstrümantasyonlardan sonra uygulandı. Bir yıllık yaşlandırma sonrasında pat ile politür grubunun ortalama pürüzlülüğü karşılaştırılan gruplar arasında düşük olmasına rağmen anlamlı fark bulunmamıştır. ($p>0,05$) AFM ile yapılan incelemede, ultrasonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulanan grup diğer gruplardan pürüzlü bulunmasına karşın, istatistiksel olarak karşılaştırılamamıştır. Enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulanması ise, pürüzlülük değerlerinde anlamlı değişiklik oluşturmamıştır. Checketts ve ark. alt yapı zirkonya materyali, tip III altın alaşımı ve lityum disilikat üzerinde ultrasonik, el aleti ve pat ile politürün yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemiştir. Örnekler yaşlandırılmadan yapılan işlemlerde, enstrümanlar uygulama kuvvetini standardize etmek için ağırlık kullanılarak sabit bir kola bağlanmıştır. Pat ile politür ise, düşük devirli döner alet ve politür lastiği ile 5000 rpm devirde, örnek yüzeyine 90° açı yapacak şekilde, ince partiküllü politür patı 20 saniye ileri geri yönde hareketle uygulanmıştır. Kullanılan politür lastiği her örnekte değiştirilmiştir. Yüzey pürüzlülük ölçümleri uygulama öncesi ve sonrasında profilometre ile ölçülmüş, altın alaşım yüzeyinde el aletinin ve pat ile politürün oluşturduğu pürüzlülük farkı anlamlı bulunmakla birlikte, alt yapı materyali zirkonya ve lityum disilikat yüzeylerine uygulanan enstrümantasyonlarda pürüzlülük artışı bildirilmemiştir.(179) Abdel-Hamid ve ark.; farklı rezin materyallerde el aleti ve ultrasonik enstrümantasyonlar sonrası pat ile politürün yüzey pürüzlülüğüne etkisini profilometre ile incelemişlerdir. El aleti ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulanan gruplarda pürüzlülüğün arttığı ve en fazla pürüzlülüğün ultrasonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulanan grupta olduğu gösterilmiştir.(206) Soares ve ark., sığır dişleri üzerinde mine sement sınırına rezin siman ile yapıştırılmış indirekt rezin restorasyonlarda el aleti veya ultrasonik enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulamalarını değerlendirmişlerdir. Ultrasonik enstrümantasyondan sonra pat ile politür uygulanmış grupta oluşan pürüzlülükleri SEM ile değerlendirilmiş ve pürüzlülük tespit edilmemiştir. Ancak, el aleti uygulamasından sonra pat ile politür uygulanmış gruplarda oluşan pürüzlülük, kontrol grubundan daha fazla bulunmuştur.(207) Doğal dişler üzerinde yapılan bir çalışmada, mine ve sementte el aleti ve ultrasonik enstrüman sonrası pat ile politür uygulamalarının oluşturduğu pürüzlülükler incelenmiştir. Enstrümantasyon sonrası pat ile

politür uygulandığında, mine üzerinde pürüzlülük oluşturmazken, sement yüzeyinde pürüzlülüğün azaldığı bildirilmiştir.(208)

Monaco ve ark.; yaşlandırma uygulanmamış altyapı materyali zirkonya üzerinde pat ile politürün pürüzlülüğe etkisini inceledikleri çalışmada, 2 dakika boyunca ince partiküllü pat ile 2000 rpm devir, 3,9 N kuvvet ile uygulama yapmışlardır. Profilometre ve konfokal mikroskop ile incelenen örneklerin kontrolle aralarında fark olmadığı bildirilmiştir.(209) Benzer şekilde alt yapı materyali zirkonya üzerinde yapılan diğer bir çalışmada, pat ile politür uygulanan grup ile kontrol grubu arasında anlamlı fark oluşmadığı rapor edilmiştir. Bu çalışmada, monolitik zirkonya materyaline pat ile politür sabit kola bağlanan anguldurva kullanarak 90° açı ile 10 darbe (180) uygulanmış ve flor içerikli, orta partiküllü pat kullanıldı. Bir yıllık yaşlandırma sonrası pat ile politür uygulanan monolitik zirkonya örneklerinin pürüzlülüğü kontrol grubu ile benzer bulundu. Monolitik zirkonya ve veneerlenmiş alt yapı zirkonya materyalinin kırılma dirençleri sırasıyla $4109,93 \pm 610,18$ ve $2308,0 \pm 510,94$ 'tür.(192) Monolitik zirkonya, alt yapı materyali zirkonyaya göre mekanik özellikler açısından daha üstündür. Bu çalışmada, sertlik derecesi ve kısmen kimyasal yapısı farklı olan monolitik zirkonya materyali kullanılmasına ve yaşlandırma yapılmasına karşın diğer araştırma ile benzer sonuçlar bulundu.

5.1.2.2. Enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür (Ka-EG3a-SG3a-UG3a-PG2a)

Hava-toz püskürtmeli sistem ile politür klinik kullanım kolaylığı, hasta konforunun yüksek olması, politürün tüm yüzeylere ulaşılabilirliği açısından sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Bu sistemde kullanılan tozlar çeşitlilik göstermekle birlikte temelde partikül boyutu 40-250 µm sodyum bikarbonat (9,136), 25-45 µm glisin (9,136) 14 µm eritritol (136) içerikli olmaktadır. Diş taşını uzaklaştırmak amaçlı kullanılan el aletleri, sonik ve ultrasonik enstrümanlarla birlikte kullanılan hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün pürüzlülüğü azaltıcı etkisi ve plağı uzaklaştırma kapasitesi sebebi ile kliniklerde kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu çalışmada, bir yıllık yaşlandırma yapılmış monolitik zirkonya örnekler el aleti, sonik ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası ve tek başına hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulaması yapılarak kontrol grubu ile karşılaştırıldı. Profilometre ile yapılan yüzey pürüzlülük ölçümleri sonrasında grup içi herhangi bir farklılık bulunmadı. AFM ölçümlerinde en pürüzlü yüzeyi barındıran grup hava-toz püskürtmeli sistem ile politür gibi gözükmetedir. Monolitik zirkonya üzerinde farklı enstrümantasyonlarla birlikte hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün

değerlendirildiği bir çalışma tespit edilemedi. Ancak, farklı materyallerin değerlendirildiği glisin, sodyum bikarbonat içerikli hava-toz püskürtmeli sistemlerin el aletleri veya ultrasonik enstrümantasyonla kullanımı ile çalışmalar olmakla birlikte, sınırlı sayıdadır.(207,208,210) Minede el aleti ve ultrasonik enstrüman ile birlikte, glisin içerikli hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü etkilemediği ancak, sement üzerindeki pürüzlülüğü azalttığı rapor edilmiştir.(208) Bozbay ve ark. ise; sement üzerine uyguladıkları ultrasonik enstrümantasyonla birlikte glisin içerikli hava-toz püskürtmeli sistemin sement kalınlığını azalttığını göstermişlerdir.(210) Diğer taraftan, rezin siman ile yapıştırılmış indirekt rezin restorasyonlar üzerinde el aleti ve ultrasonik enstrümantasyonla birlikte sodyum bikarbonat içerikli hava-toz püskürtmeli sistem uygulamasıyla pürüzlülük oluşmadığını gösteren çalışma mevcuttur.(207) Farklı materyaller üzerinde yapılan çalışmalarda, farklı hava-toz püskürtmeli sistem tozları kullanılmış olduğu için bu çalışma ile karşılaştırma yapılamadı.

Literatürde; monolitik zirkonya üzerinde tek başına hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün etkisini inceleyen bir çalışma bulunmuştur.(197) Çalışmada hava-toz püskürtmeli sistemler ile politür için sodyum bikarbonat, glisin ve eritritol olmak üzere üç farklı toz kullanılmış olup, cihaz ucu monolitik zirkonya örneklerden 5mm uzaklıktan 1,8 bar basınç ile 10 saniye süreyle uygulama yapılmıştır. Örnekler işlem sonrasında iki saat 134 °C ve 0.2 MPa basınçta otoklav ile yaşlandırılmıştır. Atomik kuvvet mikroskobu ile değerlendirme yapıldığında, hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün yaşlandırma dahil hiçbir işlem uygulanmayan kontrol gruplarına kıyasla pürüzlülük farkı oluşturmadığı rapor edilmiştir.(197) Bu çalışmada benzer şekilde, monolitik zirkonya kullanılıp, hava-toz püskürtmeli sistem ile politür tozu olarak eritritol kullanılmış olmakla birlikte, sonuçlar da birbirine paralellik göstermektedir. Alt yapı zirkonya materyali üzerinde yapılan bir çalışmada ise; hava-toz püskürtmeli sistem glisin tozu kullanılarak, cihaz ucu örnekten 0,5-1 cm uzaklıkta olacak şekilde dik konumda 1 dakika boyunca uygulanmıştır. Çalışmanın lazer taramalı mikroskop ile değerlendirilen sonucunda ise; hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün kontrole benzer olduğu bildirilmiştir.(201) Literatürde; hava-toz püskürtmeli sistemlerin kompozit (136), mine (183,211) ve sement (211) üzerinde etkisini inceleyen çalışmalar bulunmuştur. Olszowska ve ark; kompozit restorasyonlar üzerinde yaptıkları çalışmada, sodyum bikarbonat, glisin ve eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli sistem tozlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisi lazer konfokal mikroskop ile incelenmiştir. Uygulanan tozların tümü aynı cihaz kullanılarak örnek yüzeyinden 3mm uzaklıktan 45° açı ve 2,5 bar basınç, 5 saniye süre ile uygulanmıştır. İşlem uygulanmadan önce yapılan ölçümde, gruplar arası fark bulunmazken hava-toz püskürtmeli

sistem ile politür sonrası tüm gruplarda kontrol grubuna göre pürüzlülüğün arttığı ve en pürüzlü yüzeyi sodyum bikarbonat tozunun oluşturduğu bildirilmiştir.(136) Sinjari ve ark.; mine yüzeyinde yaptıkları çalışmada, aynı hava-toz püskürtmeli sistem cihazını kullanarak örneklerle 1 cm uzaklıktan sodyum bikarbonat, glisin ve eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli sistem tozlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisini SEM ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarında, kullanılan tozların kontrol gruplarına göre mine pürüzlülüğünü azalttığı bildirilmiştir.(183) Mine ve sement üzerinde yapılan benzer bir çalışmada, sadece sodyum bikarbonat içerikli hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulamışlardır. Çalışmanın sonucu profilometre ile incelenmiş olup, pürüzlülüğün mine ve sement yüzeyinde başlangıca göre arttığı rapor edilmiştir.(211) Bu çalışmanın farklı materyal üzerinde yapılması sebebi ile karşılaştırma yapılamamıştır.

5.1.3. Sadece politür

Bir yıllık yaşlandırma uygulanmış kontrol grubu ve politür grupları kıyaslandığı zaman ölçülen beş pürüzlülük derinliğinin en büyüğü olan R_{max} ölçümlerinde fark bulunmadı. Ancak, ortalama pürüzlülük değeri R_a ve ölçülen beş pürüzlülük değerinin ortalaması R_z değerleri yönünden pat ile politür grubunun hava-toz püskürtmeli politür grubundan daha az pürüzlü olduğu tespit edildi. Yapılan AFM ölçümlerinde de bu sonucu destekler nitelikte, hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, pat ile politüre göre pürüzlü bulundu. Literatürde; pat ile politür ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün pürüzlülüğünü monolitik zirkonya veya alt yapı zirkonya materyali üzerinde etkisini inceleyen çalışma bulunamamıştır. Ancak, kök (182) ve kompozit (212–214) yüzeylerinde sodyum bikarbonat içerikli hava-toz püskürtmeli politür sistemleri yüzey pürüzlülüğünü arttırırken pat ile politürün daha az pürüzlülük oluşturduğu tespit edilmiştir. Mine üzerinde sodyum bikarbonat içerikli hava-toz püskürtmeli sistemin pat ile politür ile benzer sonuçlar gösterdiği rapor edilmiştir.(215,216) Eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli sistem ve pat ile politürün kıyaslandığı bir çalışma tespit edilmiştir. Çalışmada farklı restoratif materyaller kıyaslanmış ve pürüzlülük ölçümleri optik üç boyutlu ölçüm sistemi ile yapılmıştır. Araştırmada kompozit, seramik ve altın materyallerine pat ile politür uygulandığında, deney grubuna göre daha fazla pürüzlülük oluşturduğu, cam iyonomer siman grubunda ise, pat ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün benzer pürüzlülük gösterdiği rapor edilmiştir.(217) Bu araştırmada da; eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli politür sistemi kullanılmasına karşın, monolitik zirkonya üzerinde pat ile politüre göre daha fazla pürüzlülük

oluşturduğu tespit edildi. Ancak bir yıllık yaşlandırma yapılması, materyal olarak monolitik zirkonya kullanılması ve pürüzlülük analiz sistemlerindeki farklılıkların göz ardı edilmemesi gereklidir.

Kompozit (207) ve doğal dişte (208) el aleti veya ultrasonik uygulamalarından sonra pat ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulamalarının benzer şekilde pürüzlülük oluşturduğu saptanmıştır. Bu araştırmada; el aletleri, sonik ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası pat uygulamasının pürüzlülüğe etkisi olmadığı, eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli sistem ile politür işleminin pürüzlülüğü bir miktar arttırdığı, fakat farkın anlamsız olduğu sonucu elde edildi. Sonuç olarak, kullanılan monolitik zirkonya materyalinde bir yıllık yaşlandırma ve uygulanan enstrümanlar sonrası yüzeyde anlamlı pürüzlülüğün oluşmamasının, materyalin dayanıklılığı ve sertliğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. ($p>0,05$)

5.2. Beş Yıllık Yaşlandırma

“Yaşlanma” genel olarak; bir materyalin zaman ve bulunduğu ortam etkisi ile fiziksel ve kimyasal yapısında meydana gelen değişimdir. “Yaşlandırma” ise, materyalin bulunacağı ortamı yapay olarak laboratuvar ortamında oluşturulan şartlar ile taklit edilmesi ve materyalde meydana gelecek yapısal değişikliklerin izlenebilmesini sağlayan yöntemlerdir. Dental materyallerin etkilendiği dış kaynaklı etmenler; zaman, ısı, ışık, kuvvet ve nem gibi doğal ağız ortamında mevcut olan faktörlerdir. Materyaller üzerinde *in vitro* yaşlandırma uygulamak için kullanılan yöntemler arasında; termal döngü (218), suda bekletme (219), buharlı otoklav (196), (220), mekanik yükleme (221) bulunmaktadır. En sık kullanılan yöntemlerden birisi olan buharlı otoklav ile yaşlandırma 134°C’de 0,2 MPa ile 1 saat uygulanmasının, 3-4 yıla denk geldiği bildirilmiştir.(222) Bu çalışmada, yine en sık kullanılan yöntemlerden biri olan termal döngü yaşlandırma yöntemi kullanıldı. Termal döngü; iki farklı sıcaklıkta (5-55°C) su haznesi, örneklerin yerleştirildiği ve haznelere geçişin sağlandığı bir koldan ve kontrol panelinden oluşan bir düzenek ile uygulanmaktadır.(165) Bu yöntem ağız içinde oluşan ısısal değişimleri ve nemli ortamı laboratuvar ortamında taklit etmek amacıyla *in vitro* çalışmalarda sıklıkla kullanılır.(165) Ağız içinin normal sıcaklığı 36,4 °C (223) olarak bildirilmiş olmakla birlikte farklı sıcaklıkta yiyecek ve içecek alımında -12 °C ile 85 °C arasında değişen sıcaklıklara ulaşabildiği tespit edilmiştir.(224) Termal döngü sayısının belirlenmesi için çalışma yapan Brown ve ark.; günde 10 kez yaklaşık 50°C sıcaklık farkı olması varsayımı ile 3650 döngünün bir yıllık ağız içi sıcaklık değişimini yansıtacağını ileri sürmüştür.(225) Lloyd ve ark.; dişler

sürdükten birkaç yıl sonra meydana gelen mine çatlağı uzunluklarının *in vitro* olarak birkaç bin döngüden sonra meydana geldiğini iddia etmiştir.(226) Kim ve ark.'nın yaptıkları çalışmada tercih ettikleri yöntem ise; üç ayrı zamanda 10'ar kez sıcaklık değişimi şeklinde uygulanmış termal döngüdür.(227) Bu amaçla ağız içinde yıllık oluşabilecek ısısal değişim sayısı ortalama olarak hesaplandığında; 10000 döngüye denk geldiği bildirilmiştir. (165) Bu çalışmada; monolitik zirkonya üzerinde uzun süreli yaşlandırmanın etkilerini araştırmak için beş yıl yaşlandırma uygulanan örneklerle 50000 döngü uygulandı. Bu yaşlandırma yöntemleri, klinik durumu birebir yansıtmıyor olsa da, materyallerin yapısal özellikleri, klinik kullanımdaki durumları açısından fikir vermekte olup, dental materyal gelişimi açısından katkı sağlamaktadır. Dental materyallerin uzun süreli kullanımlarında, uygulanan tedavilerle oluşan pürüzlülüğün klinik şartlarında değerlendirilmesi pek mümkün olmadığından, yaşlandırma yöntemleri ile inceleme olanağı bulunmaktadır. Zirkonya materyalinin yaşlanması anlamında kullanılan düşük ısı bozunması ise; Kobayashi ve ark. tarafından tanımlanmış (228) ve materyalin yapısının bozulması ile dayanımının azaldığı bildirilmiştir.(190,222,228) Zirkonya için yaşlanma, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ve bu dönüşümü etkileyen faktörleri temsil eder.(229) Zirkonya materyali için dönüşüm doygunluğu materyale mekanik güç sağlasa da, belirli bir eşiği geçen stres oluşumunda ve çok sayıda faz değişimi meydana geldiğinde monoklinik faz oranı artar (155) ve düşük ısı bozunmasıyla beraber fiziksel olarak zayıflar ve mekanik gücü azalır.(155,230) Zirkonyada faz değişimini etkileyen dış etkenler ise; sıcaklık, nem, zaman ve mekanik etmenlerdir.(222,231) Chevalier ve ark. otoklav ile yaptıkları yaşlandırma sonrası, monoklinik fazın %30'a kadar materyalin dayanımını azaltmadığını fakat, %30'un üzerinde monoklinik fazın dönüşüm doygunluğu noktasını aştığı ve dayanım seviyesinin azaldığını bildirmişlerdir.(222) Pereira ve ark. yaptıkları bir çalışmada; zirkonyanın otoklav ile 20 saat yaşlandırılması ile monoklinik faz oranının %67'ye çıktığını tespit etmişlerdir.(232) Bu çalışmada, beş yıllık yaşlandırma sonucu kontrol grubu pürüzlülüğünün arttığı gözlemlendi. Beş yıl yaşlandırılmış örneklerin bir yıllık grupların aksine, neredeyse tüm ölçümlerinde pürüzlülük değerleri açısından anlamlı fark bulundu. Bu karşılaştırılan grupların bir tanesi hariç hepsinde oluşan fark, kontrol grupları ile enstrümantasyon grupları arasındadır. Kontrol grupları anlamlı fark oluşturan karşılaştırmaların tümünde daha pürüzlü bulundu. ($p<0,05$) Grup içi bulunan tek anlamlı fark el aleti ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür gruplarına (EG3b-UG3b) aittir. AFM görüntüleri ve alınan sonuçlar, bu anlamlılığı desteklemektedir. Ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz

püskürtmeli sistem ile politür grubu, el aleti sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür grubuna göre anlamlı olarak pürüzlü bulundu. ($p < 0,05$)

Alt yapı materyali zirkonya ve üzerine uygulanan veneer seramiklerin bağlantısı termal genleşme katsayılarının farklılıkları sebebi ile oluşan sıkışmayla; yani mekanik bir bağ ile sağlanmaktadır.(233) Bu sebeple; bu restorasyonlarda sıkça görülen komplikasyon, seramik tabakanın atması olarak tanımlanan ‘chipping’ olmaktadır. (234) Bu sorunu azaltmaya yönelik, zirkonya alt yapı materyallerinde pürüzlülük oluşturarak bağlanmayı kuvvetlendirmek amaçlanır. Pürüzlülük oluşturmak için en sık kullanılan yöntem ise 50-250 μm partikül boyutlarına sahip Al_2O_3 tozları ile kumlama işlemi uygulamasıdır.(235) Zirkonyada ise, sıcaklık ve nemin yanı sıra mekanik bir etki olan kumlama işlemi de faz dönüşümüne sebep olabilmektedir.(231,236) Kosmac ve ark.; zirkonya yüzeyine Al_2O_3 tozları ile uygulanan kumlamanın, yüzeyde baskı gerilimi oluşturarak mekanik gücünü artırırken, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümünü de arttırdığını bildirmiştir.(237) Kelch ve ark. yaptığı çalışmada ise; kumlama kullanılan tozun partikül büyüklüğünün monoklinik faza dönüşümü etkilediği, partikül büyüklüğü artışı ile monoklinik faz dönüşümünün ise doğru orantılı olduğu bildirilmiştir.(238) Kumlama dışında aşındırma ve bitim işlemlerinin de, fazla miktarda lokal stres yarattıkları için monoklinik faza dönüşümü tetikleyebilecekleri gösterilmiştir.(237) Kumlama prosedürü uygulanan basınç, kullanılan toz ve partikül büyüklükleri farklı olmakla birlikte bir ağız içi uygulaması olarak hava-toz püskürtmeli sistem ile politür işlemi ile temelde aynı prensiple çalışmaktadır. Bu çalışmada, bir yıllık yaşlandırma uygulanan el aleti ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür gruplarının (EG3a-UG3a) karşılaştırmasında el aleti sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün anlamlı olmasa da pürüzlülüğü fazla bulundu. Beş yıllık yaşlandırılmış aynı şekilde işlem uygulanmış grupların karşılaştırmasında, ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün istatistiksel anlamlı şekilde pürüzlü bulunmasının öncelikle yaşlandırma ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Benzer şekilde, beş yıllık yaşlandırma yapılmış sadece ultrasonik enstrümantasyon ya da sadece hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün aynı seviyede pürüzlülük oluşturmadığı göz önünde bulundurulursa, bu durumun sebebi yaşlandırmayla beraber ultrasonik enstrümantasyon ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün kombine olarak kullanımı olabilir. Yaşlandırma ile monoklinik faza dönüşüm başlamış ve ultrasonik enstrümantasyon ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politür ise fazlardan stres oluşturarak düşük ısı bozunmasını arttırmış gibi görünmektedir. Monoklinik faz yoğunluğu artan materyalde dayanıklılık düştüğü takdirde, uygulanan işlemlerle pürüzlülüğün artması da beklenen bir

sonuçtur. AFM ile ölçülen sonuçlarda genel olarak, beş yıllık yaşlandırma ile bir yıllık yaşlandırma arasında pürüzlülük artışı izlenmektedir.

Bu çalışmada, beş yıllık yaşlandırma sonrasında sadece enstrümantasyon uygulamalarının kıyaslamasında kontrol grubunun el aleti ve ultrasonik gruplarından daha pürüzlü olduğu bulundu. Ulusoy ve ark. yaptıkları çalışmada, ortalama 6-8 yıla denk gelen 134°C de 0,2 MPa basınçla 2 saat otoklav ile yapılan yaşlandırma sonucunda el aleti ve ultrasonik enstrümantasyonun kontrol gruplarına benzer pürüzlülük gösterdiği bildirilmiştir.(197) Nakazawa ve ark. 134°C de 0,2 MPa basınçla 100 saat süre ve otoklav ile yaşlandırma yapılan alt yapı zirkonya materyallerinde ultrasonik enstrümantasyon sonrası pürüzlülüğün kontrol grubuna göre anlamlı olarak arttığını bildirmişlerdir.(239) Otoklav şartlarında sürekli sıcak uygulanmasıyla beraber, termal döngüde *in vivo* şartlara uyumlu olması amacıyla 5 °C ile 55 °C arasında döngü şeklinde yapılan uygulama, iki yöntem arasındaki en önemli farklardan biridir. Ayrıca, bir yıllık otoklav ile yaşlandırmanın 3-4 yıla denk geldiği düşünülecek olursa (222), çalışmada 100 saatlik otoklav uygulaması yaklaşık olarak 300-400 yıla denk gelmektedir. Bu çalışmada, beş yıllık yaşlandırma için 50000 termal döngü işlemi uygulandı. Farklı yaşlandırma yöntemleri ve materyaller ile farklı sonuçlar elde edilebileceği göz ardı edilmemelidir.

Bu çalışmada, pat grubu ve el aleti grubu kontrol grubuna göre daha az pürüzlülüğe sahip bulundu. Diğer uygulamalarda da, enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulamasının pürüzlülüğü azaltma eğiliminde olduğu gözlemlendi ancak, istatistiksel olarak önemli değildi. Diğer taraftan literatürde; beş yıllık yaşlandırma sonrası herhangi bir materyal üzerinde sadece pat ile politür veya enstrümantasyon sonrası pat ile politür uygulanmış çalışma bulunamamıştır. Bu nedenle herhangi bir kıyas yapılamamıştır.

Hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün monolitik zirkonya üzerinde oluşturduğu pürüzlülük değerlendirildiğinde, kontrol grubunun el aleti veya sonik enstrümantasyon sonrası uygulanan eritritol içerikli politüre kıyasla daha fazla pürüzlü olduğu saptandı. Ancak, ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün kontrol grubu gibi pürüzlü olduğu bulundu. Eritritol uygulamasının yapıldığı el aleti grubu, ultrasonik enstrümantasyon grubuna kıyasla daha az pürüzlüydü ve bu fark önemli bulundu. Literatürde; beş yıllık yaşlandırmanın yapıldığı ve hava-toz püskürtmeli sistem ile politürün incelendiği bir çalışma bulunmuştur.(197) Çalışmada eritritol içerikli politürün pürüzlülüğü artırma eğilimine rağmen kontrol grubuna kıyaslı farkın önemli olmadığı rapor edilmiştir.(197) Eritritol içerikli hava-toz püskürtmeli sistem ile politür, pat ile politür ve kontrol grubunun karşılaştırılmasında

ise, pat ile politür grubu en düşük pürüzlülüğe sahiptir. Pat ile politür grubunun kontrol grubu ile karşılaştırılmasında anlamlı fark bulunmuştur.

Çalışmanın sınırlamaları arasında *in vitro* bir çalışma olması ve klinik koşulları birebir yansıtamayacak olması bulunmaktadır. Yapılan çalışmada; örneklerin tamamında yaşlandırma işlemi uygulanmış olup yaşlandırılmamış monolitik zirkonya kontrol grubu bulunmaması nedeniyle karşılaştırma yapılamamıştır. Örnekler işlem uygulanırken paralelometre yardımı ile standardizasyon sağlanmaya çalışılmış fakat tek bir operatör tarafından uygulama yapılsa da kuvvet kontrolü standardize edilememiştir. AFM ile incelenen örnek sayısının her gruptan birer adet olması sebebi ile istatistiksel çalışma yapılamamıştır. Profilometre ile yapılan ölçüm cihazın güvenilirliği açısından üç kez tekrarlanmış ve aynı doğrultuda ölçüm yapılmış olup, örneğin farklı bölgeleri değerlendirilmemiştir. Yüzey pürüzlülüğünün SEM gibi daha detaylı analiz yöntemlerinin kullanılacağı veya kök yüzeyi ve farklı restoratif materyallerin değerlendirileceği çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bir yıllık yaşlandırma sonrası sadece enstrümantasyon gruplarında; el aleti, sonik ve ultrasonik enstrümantasyonlar arasında ve kontrole kıyasla fark bulunmadı. Kısa süre önce teslim edilmiş monolitik zirkonya protezlere enstrümantasyon uygulamanın pürüzlülüğü arttırıcı etkisi bulunmamaktadır.

Bir yıllık yaşlandırılmış enstrümantasyon sonrası tek başına pat veya hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulamaları kontrol grupları ile benzer pürüzlülükte bulundu. Periodontal tedavide erken dönem monolitik zirkonya protezlerin pürüzlülüğünde artış gerçekleşmez.

Bir ve beş yıllık yaşlandırma uygulanmış gruplarda pat ile politür gruplarında hava-toz püskürtmeli sistem ve kontrol grubuna göre anlamlı şekilde daha az pürüzlü ölçüldü. Tesliminden kısa süre geçmiş monolitik zirkonya protezlere pat ile politür uygulamak güvenlidir. Monolitik zirkonya protezler; uzun süre kullanılıyor dahi olsa, pat ile politür uygulanmasında sakınca olmadığı, hatta faydalı bulunduğu tespit edilmiştir.

Beş yıllık yaşlandırma yapılan gruplarda anlamlı farklar, kontrol gruplarının pürüzlü olduğu karşılaştırmalarıdır. Grup içi anlamlı fark çıkan gruplar ise; el aleti ve ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür gruplarıdır. Uzun süreli kullanılan monolitik zirkonya protezlerde, ultrasonik enstrümantasyon sonrası hava-toz püskürtmeli sistem ile politür uygulamasından kaçınılmalıdır. Protez tesliminden sonra uzun süre geçmiş monolitik zirkonya protezlerle periodontal tedavi uygulamanın pürüzlülüğü arttırıcı etkisi yoktur; aksine daha çok faydası olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009;4(2):130–51.
2. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Br Dent J*. 2011;210(7):311–311.
3. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2013;29(12):1201–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.004>
4. Nyvad B, Fejerskov O. Scanning electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surfaces in vivo. *Eur J Oral Sci* [Internet]. 1987 Aug;95(4):287–96. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0722.1987.tb01844.x>
5. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation: An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. 1990;17(3):138–44.
6. Bollen CML, Paul L, Marc Q. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13:258–69.
7. Yilmaz K, Ozkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int* [Internet]. 2010;41(7):e125-31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20614035>
8. Schenk G, Flemmig TF, Lob S, Ruckdeschel G, Hickel R. Lack of antimicrobial effect on periodontopathic bacteria by ultrasonic and sonic scalers in vitro. *J Clin Periodontol*. 2000;27(2):116–9.
9. Petersilka GJ. Subgingival air-polishing in the treatment of periodontal biofilm infections. *Periodontol 2000*. 2011;55(1):124–42.
10. Ritz L, Hefti AF, Rateitschak KH. An in vitro investigation on the loss of root substance in scaling with various instruments. *J Clin Periodontol*. 1991;18(9):643–7.
11. Lie,T.; Leknes KN. Evaluation of the Effect on Root Surfaces of Air Turbine Sealers and

- Ultrasonic Instrumentation. *J Periodontol.* 1985;1(January):522–31.
12. Yousefimanesh H, Robati M, Kadkhodazadeh M, Molla R. A comparison of magnetostrictive and piezoelectric ultrasonic scaling devices: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci.* 2012;243–7.
 13. Lang NP, Bartold PM. Periodontal health. *J Periodontol.* 2018;89(April):S9–16.
 14. Albandar JM. Epidemiology and risk factors of periodontal diseases. *Dent Clin North Am.* 2005;49(3 SPEC. ISS.):517–32.
 15. Osorio Parra MM, Elangovan S, Lee CT. Specialized pro-resolving lipid mediators in experimental periodontitis: A systematic review. *Oral Dis.* 2019;25(5):1265–76.
 16. Iwata T, Yamato M, Ishikawa I, Ando T, Okano T. Tissue engineering in periodontal tissue. *Anat Rec.* 2014;297(1):16–25.
 17. Trombelli L, Farina R, Manfrini R, Tatakis DN. Modulation of clinical expression of plaque-induced gingivitis: Effect of incisor crown form. *J Dent Res.* 2004;83(9):728–31.
 18. Anerud A, Loe H, Boysen H, Smith M. The natural history of periodontal disease in man. *J Periodontal Res.* 1979;14(6):526–40.
 19. Newman MG, Takei HH. Newman and Carranza 's Clinical Periodontology Thirteenth Edition. :436–57.
 20. Paster BJ, Boches SK, Galvin JL, Ericson RE, Lau CN, Levanos VA, et al. Bacterial diversity in human subgingival plaque. *J Bacteriol.* 2001;183(12):3770–83.
 21. Pisani F, Pisani V, Arcangeli F, Harding A, Singhrao SK. The Mechanistic Pathways of Periodontal Pathogens Entering the Brain: The Potential Role of *Treponema denticola* in Tracing Alzheimer's Disease Pathology. *Int J Environ Res Public Health.* 2022;19(15).
 22. Curtis MA, Diaz PI, Van Dyke TE. The role of the microbiota in periodontal disease. *Periodontol 2000.* 2020;83(1):14–25.
 23. Socransky SS, Haffajee AD, Cugini MA, Smith C, Kent RL. Microbial complexes in subgingival plaque. *J Clin Periodontol.* 1998;25(2):134–44.
 24. Zhang W, Song F, Windsor LJ. Effects of tobacco and *P. gingivalis* on gingival fibroblasts. *J Dent Res.* 2010;89(5):527–31.
 25. Shchipkova AY, Nagaraja HN, Kumar PS. Subgingival microbial profiles of smokers with periodontitis. *J Dent Res.* 2010;89(11):1247–53.

26. Grossi SG, Goodson JM, Gunsolley JC, Otomo-Corgel J, Bland PS, Doherty F, et al. Mechanical Therapy With Adjunctive Minocycline Microspheres Reduces Red-Complex Bacteria in Smokers. *J Periodontol*. 2007;78(9):1741–50.
27. Cogo K, Calvi BM, Mariano FS, Franco GCN, Gonçalves RB, Groppo FC. The effects of nicotine and cotinine on *Porphyromonas gingivalis* colonisation of epithelial cells. *Arch Oral Biol*. 2009;54(11):1061–7.
28. Pabst MJ, Pabst KM, Collier JA, Coleman TC, Lemons-Prince ML, Godat MS, et al. Inhibition of Neutrophil and Monocyte Defensive Functions by Nicotine. *J Periodontol*. 1995;66(12):1047–55.
29. Evans P, Der G, Ford G, Hucklebridge F, Hunt K, Lambert S. Social class, sex, and age differences in mucosal immunity in a large community sample. *Brain Behav Immun*. 2000;14(1):41–8.
30. Persson L, Bergström J, Ito H, Gustafsson A. Tobacco Smoking and Neutrophil Activity in Patients With Periodontal Disease. *J Periodontol*. 2001;72(1):90–5.
31. Mariggiò MA, Guida L, Laforgia A, Santacroce R, Curci E, Montemurro P, et al. Nicotine effects on polymorphonuclear cell apoptosis and lipopolysaccharide-induced monocyte functions. A possible role in periodontal disease? *J Periodontal Res*. 2001;36(1):32–9.
32. Mavropoulos A, Aars H, Brodin P. Hyperaemic response to cigarette smoking in healthy gingiva. *J Clin Periodontol*. 2003;30(3):214–21.
33. Baab DA, Öberg PÅ. The effect of cigarette smoking on gingival blood flow in humans. *J Clin Periodontol*. 1987;14(7):418–24.
34. Tsai C, Hayes C, Taylor GW. Glycemic control of type 2 diabetes and severe periodontal disease in the US adult population. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2002;30(3):182–92.
35. Genco RJ, Borgnakke WS. Diabetes as a potential risk for periodontitis: association studies. *Periodontol 2000*. 2020;83(1):40–5.
36. Cianciola LJ, Park BH, Bruck E, Mosovich L, Genco RJ. Prevalence of periodontal disease in insulin-dependent diabetes mellitus (juvenile diabetes). *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1982;104(5):653–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.1982.0240>

37. Southerland JH, Taylor GW, Moss K, Beck JD, Offenbacher S. Commonality in chronic inflammatory diseases: periodontitis, diabetes, and coronary artery disease. *Periodontol* 2000 [Internet]. 2006 Feb;40(1):130–43. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0757.2005.00138.x>
38. Schmitd A. Advanced glycation endproducts (AGEs) induce oxidant stress in the gingiva: a potential mechanism underlying accelerated periodontal disease associated with diabetes. 1996. p. 143.
39. Grossi SG, Skrepcinski FB, DeCaro T, Robertson DC, Ho AW, Dunford RG, et al. Treatment of Periodontal Disease in Diabetics Reduces Glycated Hemoglobin. *J Periodontol*. 1997;68(8):713–9.
40. Nishimura F, Iwamoto Y, Mineshiba J, Shimizu A, Soga Y, Murayama Y. Periodontal Disease and Diabetes Mellitus: The Role of Tumor Necrosis Factor- α in a 2-Way Relationship. *J Periodontol*. 2003;74(1):97–102.
41. Persson GR. Periodontal complications with age. *Periodontol* 2000. 2018;78(1):185–94.
42. Murakami S, Mealey BL, Mariotti A, Chapple ILC. Dental plaque-induced gingival conditions. *J Clin Periodontol*. 2018;45(August 2017):S17–27.
43. Ciancio SG. Current status of indices of gingivitis. *J Clin Periodontol*. 1986;13(5):375–8.
44. Greene JC. Oral hygiene and periodontal disease. *Dent Health*. 1966;5(3):38–9.
45. Huang S, Li Z, He T, Bo C, Chang J, Li L, et al. Microbiota-based Signature of Gingivitis Treatments: A Randomized Study. *Sci Rep* [Internet]. 2016;6(October 2015):1–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/srep24705>
46. Kinane DF. Causation and pathogenesis of periodontal disease. *Periodontol* 2000. 2001;25(1):8–20.
47. Page R. Gingivitis. *J Clin Periodontol* 1986; 13: 345–355. *Sci York*. 1986;345–55.
48. Loe H, Theilade E, Jensen SB. Experimental Gingivitis in Man. *J Periodontol*. 1965;36:177–87.
49. Flemmig TF, Petersilka GJ, Mehl A, Hickel R, Klaiber B. Working Parameters of a Magnetostrictive Ultrasonic Sealer Influencing Root Substance Removal In Vitro. *J Periodontol*. 1998;69(5):547–53.

50. Cekici A, Kantarci A, Hasturk H, Van Dyke TE. Inflammatory and immune pathways in the pathogenesis of periodontal disease. *Periodontol 2000*. 2014;64(1):57–80.
51. Darveau RP, Pham TTT, Lemley K, Reife RA, Bainbridge BW, Coats SR, et al. *Porphyromonas gingivalis* lipopolysaccharide contains multiple lipid A species that functionally interact with both toll-like receptors 2 and 4. *Infect Immun*. 2004;72(9):5041–51.
52. Meyle J, Chapple I. Molecular aspects of the pathogenesis of periodontitis. *Periodontol 2000*. 2015;69(1):7–17.
53. Lamont RJ, Jenkinson HF. Life Below the Gum Line: Pathogenic Mechanisms of *Porphyromonas gingivalis*. *Microbiol Mol Biol Rev*. 1998;62(4):1244–63.
54. Krieg AM. CpG motifs in bacterial DNA and their immune effects. *Annu Rev Immunol*. 2002;20(December):709–60.
55. F.R B, F. B. Cytokine network. *Immunol Today*, Vol 7 0, No 9, 1989. 1989;7(9):97–112.
56. Takashiba S, Naruishi K, Murayama Y. Perspective of Cytokine Regulation for Periodontal Treatment: Fibroblast Biology. *J Periodontol*. 2003;74(1):103–10.
57. Zadeh HH. The role of the cell-mediated Actinobacillk immune response to *Porphyfomonas gingivalis* in actinomycetemcomitans and periodontitis. *Periodontol 2000*. 1999;20:239–88.
58. Laleman I, Cortellini S, De Winter S, Rodriguez Herrero E, Dekeyser C, Quirynen M, et al. Subgingival debridement: end point, methods and how often? *Periodontol 2000*. 2017;75(1):189–204.
59. Caffesse RG, Sweeney PL, Smith BA. Scaling and root planing with and without periodontal flap surgery. *J Clin Periodontol* [Internet]. 1986 Mar;13(3):205–10. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.1986.tb01461.x>
60. G.A V der W, M.F T. A systematic review on the clinical efficacy of subgingival debridement in the treatment of chronic periodontitis. *J Clin Periodontol*. 2002 May;29(SUPPL. 3):55–71.
61. SCHERP HW. Current Concepts in Periodontal Disease Research: Epidemiological Contributions. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1964;68(5):667–75. Available from:

<http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.1964.0147>

62. Sanz I, Alonso B, Carasol M, Herrera D, Sanz M. Nonsurgical treatment of periodontitis. *J Evid Based Dent Pract* [Internet]. 2012;12(3 SUPPL.):76–86. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S1532-3382\(12\)70019-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1532-3382(12)70019-2)
63. Haffajee AD. The effect of SRP on the clinical and microbiological parameters of periodontal diseases. *J Clin Periodontol*. 1997;24(5):324–34.
64. Low SB. Clinical considerations in nonsurgical mechanical therapy. *Periodontol* 2000. 1995;9(1):23–6.
65. Cobb charles m. Non-surgical pocket therapy: pharmacotherapeutics. *Non-Surgical Pocket Ther Mech*. 1996;1(1):443–90.
66. Kamath DG, Umesh Nayak S. Detection, removal and prevention of calculus: Literature Review. *Saudi Dent J* [Internet]. 2014;26(1):7–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sdentj.2013.12.003>
67. Copulos TA, Low SB, Walker CB, Trebilcock YY, Hefti AF. Comparative Analysis Between a Modified Ultrasonic Tip and Hand Instruments on Clinical Parameters of Periodontal Disease. *J Periodontol*. 1993;64(8):694–700.
68. Lindhe J, Westfelt E, Nyman S, Socransky SS, Heijl L, Bratthall G. Healing following surgical non-surgical treatment of periodontal disease. A clinical study. *J Clin Periodontol* [Internet]. 1982 Apr;9(2):115–28. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.1982.tb01227.x>
69. Renvert S, Wikstrom M, Dahlen G, Slots J, Egelberg J. Effect of root debridement on the elimination of *Actinobacillus actinomycetemcomitans* and *Bacteroides gingivalis* from periodontal pockets. *J Clin Periodontol* [Internet]. 1990 Jul;17(6):345–50. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.1990.tb00029.x>
70. Takamatsu N, Yano K, He T, Umeda M, Ishikawa I. the Frequency of Detecting *Bacteroides*. *J Periodontol*. 1999;70(6):574–80.
71. Coldiron NB, Yukna RA, Weir J, Caudill RF. A Quantitative Study of Cementum Removal With Hand Curettes. *J Periodontol*. 1990;61(5):293–9.
72. Zappa U, Smith B, Simona C, Graf H, Case D, Kim W. Root Substance Removal by Scaling and Root Planing. *J Periodontol*. 1991;62(12):750–4.

73. Aleo JJ, De Renzis FA, Farber PA. In Vitro Attachment of Human Gingival Fibroblasts to Root Surfaces. *J Periodontol*. 1975;46(11):639–45.
74. Daly CG, Seymour GJ, Kieser JB, Corbet EF. Histological assessment of periodontally involved cementum. *J Clin Periodontol* [Internet]. 1982 Jun;9(3):266–74. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.1982.tb02066.x>
75. Nakib NM, Bissada NF, Simmelink JW, Goldstine SN. Endotoxin Penetration Into Root Cementum of Periodontally Healthy and Diseased Human Teeth. *J Periodontol* [Internet]. 1982 Jun;53(6):368–78. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1902/jop.1982.53.6.368>
76. Moore J, Wilson M, Kieser JB. The distribution of bacterial lipopolysaccharide (endotoxin) in relation to periodontally involved root surfaces. Vol. 13, *Journal of Clinical Periodontology*. 1986. p. 748–51.
77. Nyman S, Westfelt E, Sarhed G, Karring T. Role of “diseased” root cementum in healing following treatment of periodontal disease: A clinical study. *J Clin Periodontol*. 1988;15(7):464–8.
78. Badersten A. Effect of nonsurgical periodontal therapy I. Moderately advanced periodontitis. *J Clin Periodontol* [Internet]. 2004;4(11):1–27. Available from: <http://www.erc.metu.edu.tr/menu/series04/0411.pdf>
79. Sherman PR, Hutchens LH, Jewson LG, Moriarty JM, Greco GW, McFall WT. The Effectiveness of Subgingival Scaling and Root Planing I. Clinical Detection of Residual Calculus. *J Periodontol*. 1990;61(1):3–8.
80. Arabaci T, Çiçek Y, Canakçı CF. Sonic and ultrasonic scalers in periodontal treatment: a review. *Int J Dent Hyg*. 2007;5(1):2–12.
81. Oda S, Nitta H, Setoguchi T, Izumi Y, Ishikawa I. Current concepts and advances in manual and power-driven instrumentation. *Periodontol 2000*. 2004;36(69):45–58.
82. Trenter SC, Walmsley AD. Ultrasonic dental scaler: Associated hazards. *J Clin Periodontol*. 2003;30(2):95–101.
83. Walmsley AD, Lea SC, Landini G, Moses AJ. Advances in power driven pocket/root instrumentation. *J Clin Periodontol*. 2008;35(SUPPL. 8):22–8.
84. Suppipat N. Ultrasonics in periodontics. Vol. 1, *Journal of Clinical Periodontology*. 1974. p. 206–13.

85. Drisko C. Sonic and Ultrasonic Scalers in Periodontics *. J Periodontol. 2000;71(11):1792–801.
86. Sweeney WT. Characteristics of ultrasonic vibrations. J Am Dent Assoc. 1957;55(6):819–22.
87. Clark SM. The Ultrasonic Dental Unit: A Guide for the Clinical Application of Ultrasonics in Dentistry and in Dental Hygiene. J Periodontol. 1969;40(11):621–9.
88. Torfason T, Kiger R, Selvig KA, Egelberg J. Clinical improvement of gingival conditions following ultrasonic versus hand instrumentation of periodontal pockets. J Clin Periodontol. 1979;6(3):165–76.
89. Oosterwaal PJM, Matee MI, Mikx FHM, van't Hof MA, Renggli HH. The effect of subgingival debridement with hand and ultrasonic instruments on the subgingival microflora. J Clin Periodontol. 1987;14(9):528–33.
90. Ioannou I, Dimitriadis N, Papadimitriou K, Sakellari D, Vouros I, Konstantinidis A. Hand instrumentation versus ultrasonic debridement in the treatment of chronic periodontitis: A randomized clinical and microbiological trial. J Clin Periodontol. 2009;36(2):132–41.
91. Gellin RG, Miller MC, Javed T, Engler WO, Mishkin DJ. The Effectiveness of the Titan-S Sonic Sealer Versus Curettes in the Removal of Subgingival Calculus. J Periodontol. 1986;57(11):672–80.
92. Jotikasthira NE, Lie T, Leknes KN. Comparative in vitro studies of sonic, ultrasonic and reciprocating scaling instruments. J Clin Periodontol. 1992;19(8):560–9.
93. Patterson M, David Eick J, Eberhart AB, Gross K, Killoy WJ. The Effectiveness of Two Sonic and Two Ultrasonic Sealer Tips in Furcations. J Periodontol. 1989;60(6):325–9.
94. Baehni P, Thilo B, Chapuis B, Pernet D. Effects of ultrasonic and sonic sealers on dental plaque microflora in vitro and in vivo. J Clin Periodontol. 1992;19(7):455–9.
95. Busslinger A, Lampe K, Beuchat M, Lehmann B. A comparative in vitro study of a magnetostrictive and a piezoelectric ultrasonic scaling instrument. J Clin Periodontol. 2001;28(7):642–9.
96. Muhney, Kelly a.; Dechow PC. Patients' Perception of Pain During Ultrasonic Debridement: A Comparison Between Piezoelectric and Magnetostrictive Scalers. J Dent Hyg [Internet]. 2010;84(4):185–9. Available from:

<https://jdh.adha.org/content/84/4/185>

97. Ring ME. History of dental prophylaxis. *J Am Dent Assoc.* 1967;75(4):892–5.
98. Solís Moreno C, Santos A, Nart J, Levi P, Velásquez A, Sanz Moliner J. Evaluation of root surface microtopography following the use of four instrumentation systems by confocal microscopy and scanning electron microscopy: An in vitro study. *J Periodontal Res.* 2012;47(5):608–15.
99. Staff. American Dental Hygienists' Association Position Paper on the Oral Prophylaxis. adha - Am Dent Hyg Assoc [Internet]. 1998;(1993). Available from: <http://www.adha.org/profissues/prophylaxis.htm>
100. Wilkins EM, Wyche CJ, Boyd LD. Clinical practice of the dental hygienist: Twelfth edition. *Clinical Practice of the Dental Hygienist: Twelfth Edition.* 2015. 780–793 p.
101. Nanci A. Ten Cate's Oral histology: Development. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2018;48(1):98–9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S027823919090217P>
102. Vrbic V, Brudevold F. Fluoride uptake from treatment with different fluoride prophylaxis pastes and from the use of pastes containing a soluble aluminum salt followed by topical application. *Caries Res.* 1970;4(2):158–67.
103. 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.
104. Sawai MA, Bhardwaj A, Jafri Z, Sultan N, Daing A. Tooth polishing: The current status. *J Indian Soc Periodontol.* 2015;19(4):375–80.
105. Petersilka GJ, Ehmke B, Flemmig TF. Antimicrobial effects of mechanical debridement. *Periodontol 2000.* 2002;28(1):56–71.
106. Yin N, Xing Z, He K, Zhang Z. Tribo-informatics approaches in tribology research: A review. *Friction.* 2022;11(1):1–22.
107. Zheng Y, Bashandeh K, Shakil A, Jha S, Polycarpou AA. Review of dental tribology: Current status and challenges. *Tribol Int* [Internet]. 2022;166(October 2021):107354. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2021.107354>
108. Williams JA. Wear and wear particles - Some fundamentals. *Tribol Int.* 2005;38(10):863–70.

109. Christensen RP, Bangerter VW. Determination of Rpm, Time, and Load Used in Oral Prophylaxis Polishing in vivo. *J Dent Res*. 1984;63(12):1376–82.
110. Lutz F, Sener B, Imfeld T, Barbakow F, Schüpbach P. Self-adjusting abrasiveness: a new technology for prophylaxis pastes. *Quintessence Int* [Internet]. 1993;24(1):53–63. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8390065>
111. Black RB. Technic for Nonmechanical Preparation of Cavities and Prophylaxis. *J Am Dent Assoc*. 1945;32(15):955–65.
112. Graumann SJ, Sensat ML, Stoltenberg JL. Air polishing: a review of current literature. *J Dent Hyg*. 2013;87(4):173–80.
113. Darby ML, Walsh M. Dental Hygiene: Theory and Practice [Internet]. 2014. 1192 p. Available from: https://books.google.com/books?id=K_ULBAAAQBAJ&pgis=1
114. Gutmann ME. Air polishing: a comprehensive review of the literature. *J Dent Hyg* [Internet]. 1998; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9693568>
115. Kreisler M, Kohnen W, Christoffers AB, Götz H, Jansen B, Duschner H, et al. In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er:YAG laser and an air powder system. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):36–43.
116. Petersilka GJ, Schenck U, Flemmig TF. Powder emission rates of four air polishing devices=. *J Clin Periodontol*. 2002;29(8):694–8.
117. Jost-Brinkmann PG. The influence of air polishers on tooth enamel. An in-vitro study. *J Orofac Orthop*. 1998;59(1):1–16.
118. Petersilka GJ, Bell M, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF. Root defects following air polishing: An in vitro study on the effects of working parameters. *J Clin Periodontol*. 2003;30(2):165–70.
119. Zu JB, Burstein GT, Hutchings IM. A comparative study of the slurry erosion and free-fall particle erosion of aluminium. *Wear* [Internet]. 1991 Sep;149(1–2):73–84. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0043164891903652>
120. Hocheng H, Chang KR. Material removal analysis in abrasive waterjet cutting of ceramic plates. *J Mater Process Tech*. 1994;40(3–4):287–304.
121. Momber AW, Kovacevic R. Principles of Abrasive Water Jet Machining [Internet]. Principles of Abrasive Water Jet Machining. London: Springer London; 1998. 13–18 p. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4471-1572-4>

122. Tada K, Kakuta K, Ogura H, Sato S. Effect of particle diameter on air polishing of dentin surfaces. *Odontology*. 2010;98(1):31–6.
123. 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.
124. 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* [Internet]. 2010;41(7):e141-8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20614037>
125. Tada K, Wiroj S, Inatomi M, Sato S. The characterization of dentin defects produced by air polishing. *Odontology*. 2012;100(1):41–6.
126. Barnes CM, David C, Hidehiko W, Bobby S. 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.
127. Atkinson R., Cobb. CM, Killoy WJ. The Effect of an Air-Powder Abrasive System on in Vitro Root Surfaces. *J periodontol*. 1983;55.
128. Petersilka G, Faggion CM, Stratmann U, Gerss J, Ehmke B, Haeberlein I, et al. Effect of glycine powder air-polishing on the gingiva. *J Clin Periodontol*. 2008;35(4):324–32.
129. 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.
130. Horning G M, Cobb C M, Killoy W J. Effect of an air-powder abrasive system on root surfaces in periodontal surgery. Vol. 14, *Journal of Clinical Periodontology*. 1987. p. 213–20.
131. Zhong Z, Wheeler MD, Li X, Froh M, Schemmer P, Yin M, et al. L-glycine: A novel antiinflammatory, immunomodulatory, and cytoprotective agent. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*. 2003;6(2):229–40.
132. 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):311–9.
133. Cobb CM, Daubert DM, Davis K, Deming J, Flemmig TF, Pattison A, et al. Consensus Conference Findings on Supragingival and Subgingival Air Polishing. *Compend Contin*

- Educ Dent [Internet]. 2017;38(2):e1–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28156118>
134. Munro IC, Bernt WO, Borzelleca JF, Flamm G, Lynch BS, Kennepohl E, et al. Erythritol: An interpretive summary of biochemical, metabolic, toxicological and clinical data. *Food Chem Toxicol*. 1998;36(12):1139–74.
 135. Hashino E, Kuboniwa M, Alghamdi SA, Yamaguchi M, Yamamoto R, Cho H, et al. Erythritol alters microstructure and metabolomic profiles of biofilm composed of *Streptococcus gordonii* and *Porphyromonas gingivalis*. *Molecular Oral Microbiol*. 2013;28:435–51.
 136. Janiszewska-Olszowska J, Drozdziak A, Tandacka 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):1–7.
 137. Hägi TT, Hofmänner P, Eick S, Donnet M, Salvi GE, Sculean A, et al. 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* [Internet]. 2015;46(1):31–41. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25262675>
 138. Hägi TT, Dent M, Hofmänner P, Dent M, Salvi GE, Med P, et al. 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.
 139. Park EJ, Kwon EY, Kim HJ, Lee JY, Choi J, Joo JY. Clinical and microbiological effects of the supplementary use of an erythritol powder air-polishing device in non-surgical periodontal therapy: A randomized clinical trial. *J Periodontal Implant Sci*. 2018;48(5):295–304.
 140. Drago L, Del Fabbro M, Bortolin M, Vassena C, De Vecchi E, Taschieri S. Biofilm Removal and Antimicrobial Activity of Two Different Air-Polishing Powders: An In Vitro Study. *J Periodontol*. 2014;85(11):e363–9.
 141. Hägi TT, Klemensberger S, Bereiter R, Nietzsche S. 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. Public Libr Sci [Internet]. 2015;1–17. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0131056>
142. Müller N, Moene R, Cancela J, Mombelli A. Subgingival air-polishing with erythritol during periodontal maintenance Randomized clinical trial of twelve months. *J Clin Periodontol*. 2014;883–9.
 143. Petersilka G, Heckel R, Koch R, Ehmke B, Arweiler N. Evaluation of an ex vivo porcine model to investigate the effect of low abrasive airpolishing. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2018 Sep 29;22(7):2669–73. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-018-2536-5>
 144. Albonni H, Alseirafi W, Tekleh H, Abo F, Alhaj M, Almasri D, et al. Clinical outcomes of using erythritol powder by means of air polishing with ultrasonic debridement in the treatment of initial periodontal pockets in hand of dental students : A split- - mouth , randomized , comparative , controlled study . Part I. *Int J Dent Hyg*. 2021;(May):262–72.
 145. Quirynen M, Bollen CML. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. Vol. 22, *Journal of Clinical Periodontology*. 1995. p. 1–14.
 146. Pameijer CH, Stallard RE, N. H. Surface Characteristics of Teeth Following Periodontal Instrumentation : A Scanning Electron Microscope Study *. *J Periodontol*. 1972;43(1):628–33.
 147. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*. 2004;196(1):42–5.
 148. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5):e1–105.
 149. Shillingburg HT. fundamentals of Fixed Prosthodontics [Internet]. Vol. 53, Quintessence Publishing Co. 1987. 1689–1699 p. Available from: <http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/245180/245180.pdf%0Ahttps://hdl.handle.net/20.500.12380/245180%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.jsames.2011.03.003%0Ahttps://doi.org/10.1016/j.gr.2017.08.001%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.precamres.2014.12>
 150. Ahmed H. Craig’s restorative dental materials, fourteenth edition. Sakaguchi R,

- Ferracane J, Powers J, editors. *Br Dent J* [Internet]. Fourteenth. 2019 Jan 11;226(1):119. Available from: <http://www.nature.com/articles/sj.bdj.2019.29>
151. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont* [Internet]. 1999;12(2):122–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10371913>
 152. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: Porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2007;138(5):662–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2007.0239>
 153. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J pros.* 2006;96(December):433–42.
 154. Silva, Lucas Hian; Lima, Erick de; Miranda, Ranulfo, Benedito de Paula; Favero, Stéphanie Soares; Lohbauer, Ulrich; Cesar PF. Dentistry Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz oral Rest* [Internet]. 2017;31:133–46. Available from: <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058>
 155. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
 156. Ghosh S, Sharma A, Talukder G. Zirconium - An abnormal trace element in biology. *Biol Trace Elem Res*. 1992;35(3):247–71.
 157. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices*. 2016;13(10):945–63.
 158. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials (Basel)*. 2010;3(2):863–96.
 159. Mantri SS, Bhasin AS. CAD/CAM In Dental Restorations: An Overview. *Ann Essences Dent*. 2010;II(3):123–8.
 160. Gupta TK, Bechtold JH, Kuznicki RC, Cadoff LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci*. 1977;12(12):2421–6.
 161. Kontonasaki E, Rigos AE, Ilia C, Istantos T. Monolithic Zirconia : An Update to Current. *Dent J*. 2019;90(7):23.
 162. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent*. 1994;22(4):247–51.

163. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987;8(5):411–4.
164. Spierings TAM, de Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM. The Influence of Restorative Dental Materials on Heat Transmission in Human Teeth. *J Dent Res*. 1984;63(8):1096–100.
165. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
166. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*. 1996;12(5–6):290–4.
167. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*. 2002;29(6):546–52.
168. Yavuzylmaz H. Diş Kesiminde Paralelometrelerin Kullanılması. *GÜ Dişhek Fak Der*. 1984;162–9.
169. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):155–63.
170. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*. 2006;31(1):39–46.
171. Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent [Internet]*. 2010;38(3):182–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2010.01.002>
172. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):421–7.
173. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: Technology and techniques. *Biotech Histochem*. 2006;81(2–3):87–97.
174. Tholt B, Miranda WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*. 2006;31(4):442–9.
175. Almohammed SN, Alshorman B, Abu-Naba'a LA. Optical Properties of Five Esthetic Ceramic Materials Used for Monolithic Restorations: A Comparative In Vitro Study.

Ceramics. 2022;5(4):961–80.

176. Vigolo P, Motterle M. An in vitro evaluation of zirconia surface roughness caused by different scaling methods. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2010;103(5):283–7. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60059-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60059-5)
177. Kumar P, Das SJ, Sonowal ST, Chawla J. Comparison of root surface roughness produced by hand instruments and ultrasonic scalers: An invitro study. *J Clin Diagnostic Res*. 2015;9(11):ZC56–60.
178. Krishna R, De Stefano JA. Ultrasonic vs. hand instrumentation in periodontal therapy: Clinical outcomes. *Periodontol 2000*. 2016;71(1):113–27.
179. Checketts MR, Turkeyilmaz I, Asar NV. An investigation of the effect of scaling-induced surface roughness on bacterial adhesion in common fixed dental restorative materials. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(5):1265–70. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.04.005>
180. Jacobson L, Blomlöf J, Lindskog S. Root surface texture after different scaling modalities. *Eur J Oral Sci*. 1994;102(3):156–60.
181. Kimyai S, Savadi-Oskoei S, Ajami AA, Sadr A, Asdaghi S. Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1):110–4.
182. 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.
183. Sinjari B, D’Addazio G, Bozzi M, Santilli M, Traini T, Murmura G, et al. SEM analysis of enamel abrasion after air polishing treatment with erythritol, glycine and sodium bicarbonate. *Coatings*. 2019;9(9).
184. Tunçdemir AR, Yavuz MC, Polat S, Tunçdemir MT, OZCAN E. Effect of Air-Flow Polishing on Surface Roughness of Composites and Porcelains. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2012;22(3):242–6.
185. Caglar I, Ates SM, Duymus ZY. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(2):132–7.
186. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and

- implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res*. 2007;37:1–32.
187. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc*. 2011;94(6):1850–8.
 188. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceram Soc*. 2009;29(2):207–21.
 189. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(10):1195–203. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
 190. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*. 2008;24(3):289–98.
 191. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(2):145–53.
 192. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2014;35:93–101. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.03.014>
 193. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2013 Apr;20:113–25. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616113000180>
 194. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;116(3):440–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.01.021>
 195. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig*. 2017;21(4):1165–72.
 196. Flinn BD, Degroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2012;108(4):223–30. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60166-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60166-8)

197. Öztürk Ulusoy H, Aktaş Ç. Influence of Different Plaque Control Methods and Hydrothermal Aging on Structural Properties of Monolithic Zirconia. *Meandros Med Dent J*. 2021;22(3):291–300.
198. Mahiroglu MB, Kahramanoglu E, Ay M, Kuru L, Agrali OB. Comparison of Root Surface Wear and Roughness Resulted from Different Ultrasonic Scalers and Polishing Devices Applied on Human Teeth: An In-Vitro Study. *Healthcare* [Internet]. 2020 Mar 7;8(1):55. Available from: <https://www.mdpi.com/2227-9032/8/1/55>
199. Kocher T, Rosin M, Langenbeck N, Bernhardt O. Subgingival polishing with a teflon-coated sonic scaler insert in comparison to conventional instruments as assessed on extracted teeth: (II). Subgingival roughness. *J Clin Periodontol*. 2001;28(8):723–9.
200. Graetz C, Plaumann A, Wittich R, Springer C, Kahl M, Dörfer CE, et al. Removal of simulated biofilm: an evaluation of the effect on root surfaces roughness after scaling. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2017 May 27;21(4):1021–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-016-1861-9>
201. Tan NCP, Miller CM, Antunes E, Sharma D. Impact of physical decontamination methods on zirconia implant surface and subsequent bacterial adhesion: An in-vitro study. *Clin Exp Dent Res* [Internet]. 2022 Feb 2;8(1):313–21. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cre2.486>
202. Lai YL, Lin YC, Chang CS, Lee SY. Effects of sonic and ultrasonic scaling on the surface roughness of tooth-colored restorative materials for cervical lesions. *Oper Dent*. 2007;32(3):273–8.
203. Erdilek D, Sişmanoglu S, Gumustas B, Efes BG. Effects of ultrasonic and sonic scaling on surfaces of tooth-colored restorative materials: An in vitro study. *Niger J Clin Pract*. 2015;18(4):467–71.
204. Santos FA, Pochapski MT, Leal PC, Gimenes-Sakima PP, Marcantonio E. Comparative study on the effect of ultrasonic instruments on the root surface in vivo. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2008 Jun 4;12(2):143–50. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-007-0167-3>
205. Karacaoglu F, Orhan K. Comparison of the effects of different instrumentation techniques on root surface roughness and cement loss using micro-computerized tomography: An in-vitro study. *Int J Dent Hyg* [Internet]. 2022 May 21;20(2):339–46.

Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/idh.12543>

206. Abdel-Hamid DM, El-Nahass H. Effect of routine scaling and prophylactic polishing on the surface roughness of nano-filled restorative materials: In vitro study. *Futur Dent J* [Internet]. 2018;4(1):64–71. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.fdj.2017.11.001>
207. Soares PBF, Magalhães D, Fernandes Neto AJ, Castro CG, Santos Filho PCF, Soares CJ. Effect of periodontal therapies on indirect restoration: A scanning electron microscopic analysis. *Braz Dent J*. 2010;21(2):130–6.
208. Arefnia B, Koller M, Wimmer G, Lussi A, Haas M. In Vitro Study of Surface Changes Induced on Enamel and Cementum by Different Scaling and Polishing Techniques. *Oral Health Prev Dent* [Internet]. 2021;19(1):85–92. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33511822>
209. Monaco C, Arena A, Scheda L, Di Fiore A, Zucchelli G. In vitro 2D and 3D roughness and spectrophotometric and gloss analyses of ceramic materials after polishing with different prophylactic pastes. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2020;124(6):787.e1-787.e8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.05.040>
210. Bozbay E, Dominici F, Gokbuget AY, Cintan S, Guida L, Aydin MS, et al. Preservation of root cementum: a comparative evaluation of power-driven versus hand instruments. *Int J Dent Hyg*. 2018;16(2):202–9.
211. Yildirim TT, Oztekin F, Keklik E, Tozum MD. Surface roughness of enamel and root surface after scaling, root planning and polishing procedures: An in-vitro study. *J Oral Biol Craniofacial Res* [Internet]. 2021;11(2):287–90. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2021.02.013>
212. de Jesus Tavaréz RR, A Gomes I, Mendes H, M Maia Filho E, de C Rizzi C, G Nina M, et al. Effect of Dental Prophylaxis Techniques on the Surface Roughness of Resin Composites. *J Contemp Dent Pract* [Internet]. 2018;19(1):37–41. Available from: <https://www.thejcdp.com/doi/10.5005/jp-journals-10024-2208>
213. Wu SS, Yap AUJ, Chelvan S, Tan ESF. Effect of prophylaxis regimens on surface roughness of glass ionomer cements. *Oper Dent* [Internet]. 2005;30(2):180–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15853102>
214. Yap AUJ, Wu SS, Chelvan S, Tan ESF. Effect of hygiene maintenance procedures on surface roughness of composite restoratives. *Oper Dent* [Internet]. 2005;30(1):99–104.

Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15765964>

215. 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.
216. Fratolin MM, Bianco VC, Santos MJMC, Rizkalla AS, Santos GC. The effect of prophylactic powders on the surface roughness of enamel. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2014 Oct;35(9):e31-5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25612331>
217. Reinhart D, Singh-Hüsgen P, Zimmer S, Bizhang M. In-vitro influence of the use of an erythritol powder through air polishing on the surface roughness and abrasiveness of various restorative materials. Eickholz P, editor. *PLoS One* [Internet]. 2022 Jul 7;17(7):e0270938. Available from: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0270938>
218. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*. 2007;115(5):417–24.
219. Heikkinen TT, Matinlinna J., Vallittu PK, Lassila LVJ. Long Term Water Storage Deteriorates Bonding of Composite Resin to Alumina and Zirconia Short Communication. *Open Dent J*. 2013;7(1):123–5.
220. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2005;72(2):239–45.
221. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* [Internet]. 2012;28(4):449–56. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.11.024>
222. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-Temperature Aging of Y-TZP Ceramics. *J Am Ceram Soc* [Internet]. 1999 Dec 21;82(8):2150–4. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1151-2916.1999.tb02055.x>
223. Sund-Levander M, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: A systematic literature review. *Scand J Caring Sci*. 2002;16(2):122–8.
224. Michalesco PM, Marciano J, Grieve AR, Abadie MJM. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: A pilot study. *J Prosthet Dent*. 1995;73(2):214–8.

225. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal Fatigue in Teeth. J Dent Res [Internet]. 1972 Mar 9;51(2):461–7. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345720510023601>
226. Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal Stress in Teeth. J Dent Res [Internet]. 1978 Apr 9;57(4):571–82. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345780570040701>
227. KIM JY, TAKAHASHI Y, KITO M, MORIMOTO Y, HASEGAWA J. Semi-Quantitative Analysis of Early Microleakage around Amalgam Restorations by Fluorescent Spectrum Method: A Laboratory Study. Dent Mater J [Internet]. 1992;11(1):45-58,113. Available from: http://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj1982/11/1/11_1_45/_article
228. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. Solid State Ionics. 1981;3–4(C):489–93.
229. Kohorst P, Borchers L, Strempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, et al. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. Acta Biomater [Internet]. 2012;8(3):1213–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2011.11.016>
230. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. J Prosthet Dent [Internet]. 2014;112(6):1377–84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.015>
231. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater [Internet]. 2010;26(8):807–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.04.006>
232. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. J Mech Behav Biomed Mater [Internet]. 2016;55:151–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.017>
233. De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. J Oral Rehabil. 2007;34(11):841–7.

234. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* [Internet]. 2012;40(2):154–62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2011.12.007>
235. Bhargava S, Doi H, Kondo R, Aoki H, Hanawa T, Kasugai S. Effect of sandblasting on the mechanical properties of Y-TZP zirconia. *Biomed Mater Eng*. 2012;22(6):383–98.
236. Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, et al. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(3):214–23.
237. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* [Internet]. 1999 Nov;15(6):426–33. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564199000706>
238. Kelch M, Schulz J, Edelhoff D, Sener B, Stawarczyk B. Impact of different pretreatments and aging procedures on the flexural strength and phase structure of zirconia ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2019;35(10):1439–49. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.020>
239. Nakazawa K, Nakamura K, Harada A, Shirato M, Inagaki R, Örtengren U, et al. Surface properties of dental zirconia ceramics affected by ultrasonic scaling and low-temperature degradation. *PLoS One*. 2018;13(9):1–18.