

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**ELASTOMERİK ÖLÇÜ MADDELERİNİN DETAY KOPYALAMA
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Özlem Acar

Ankara, 2010

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 08/02/2010

“Elastometrik Ölçü Maddelerinin Detay Kopyalama Özelliklerinin İncelenmesi”

TEZ DANIŞMANI: DOÇ.DR. SELİM ERKUT

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Gülşen CAN

Prof.Dr.İbrahim TULUNOĞLU

Doç.Dr. Pervin İMİRALIOĞLU

Doç.Dr. Selim ERKUT

Yrd.Doç.Dr.Bülem YÜZÜGÜLLÜ ÇELİK

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Yönetim Kurulu’nun 12/62 / 2010 tarih, 036 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof.Dr.Rengin Erdal

TEŞEKKÜRLER

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan değerli hocam Doç. Dr. Selim Erkut'a, çalışmamızın şekillenmesindeki emeklerinden dolayı Prof. Dr. Bülent Dayangaç'a, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, doktora hayatım boyunca yanımda olan asistan arkadaşlarıma ve Dt. Erdem Özdemir'e, sağladığı teknik yardımdan ötürü uygulama mühendisi Manas Lakshmipathy ve kimya mühendisi Alp Yürün'e teşekkür ederim.

Tez çalışmam sırasında benden desteklerini esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Derya Deniz, Peruze Ayhan ve Saadet Ünver'e teşekkür ederim.

Hayatımın her döneminde, her konuda bana sonsuz destek veren, beni cesaretlendiren ve hep yanımda olan sevgili aileme minnettarım.

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; hidrofobik ve farklı hidrofilik özelliğe sahip elastomerik ölçü maddelerinin dentin yüzey detayını kopyalayabilme özelliklerinin ve bu ölçü maddelerinden üretilen model materyallerinin detay aktarma özelliklerinin incelenmesidir.

Polieter kimyasal yapısında Impregum Garant L DuoSoft (IGL), 3 farklı marka polivinilsiloksan (PVS) grubu ölçü maddeleri [Panasil Initial Contact Light (PIC), Panasil Contact Plus (PC) ve Panasil Contact Plus kimyasal yapısında olan ancak sürfaktan içermeyen ölçü maddesi (PCNS)], üç ayrı marka (Prostone 21, Fujirock ve Duralit S) Tip IV alçı model materyalleri ve poliüretan rezin (Alpha Die Top) esaslı model materyali yüzey pürüzlülüğü açısından incelenmiştir.

Ölçü maddelerinin sessile drop yöntemi ile polimerizasyon boyunca ve sonrasında temas açısı ölçümleri yapılarak ıslanabilirlik özellikleri belirlenmiştir. Test sıvısı olarak 4µl miktarında distile su kullanılmıştır. Temas açısı ölçümleri saniyede 1 değer olmak üzere toplam 135 saniye süresince kaydedilmiştir. Detay kopyalama değerlendirmesinde referans yüzey olarak 0.7-0.8 mm kalınlığında dentin kesitler kullanılmıştır. Dentin yüzey aşındırması değerlendirme yöntemine uygun olarak 12 bıçaklı tugsten karbit bitirme frezi [Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve 3 boyutlu optik profilometre incelemesi için] veya 180-1200 grid zımpara [Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) incelemesi için] ile yapılmıştır. Dentin yüzeyinde nem oluşumu intrapulpal basınç simülasyonu ile sağlanmıştır. Örnekler (10 dentin örnek, her bir ölçü maddesi için kuru ve nemli dentin yüzeyinden hazırlanan 10'ar adet ölçü örnek ve her bir grup için hazırlanan 10'ar adet poliüretan rezin örnek) 3 boyutlu optik profilometre ile incelenmiştir. SEM ve AFM ile her gruptan birer örnek incelenmiştir. Tip IV geliştirilmiş sert alçı ile hazırlanan model örnekler, 3 boyutlu optik profilometre ve SEM ile incelenmiştir. 3 boyutlu optik profilometre analizi ile ortalama pürüzlülük değeri (Ra) kullanılarak objektif değerlendirme yapılmıştır.

Temas açısı değerleri iki Yönlü Varyans Analizi ($p<0,001$) ve Tukey HSD testi ile incelenmiştir ($p<0,05$). Detay kopyalama Üç Yönlü Varyans Analizi ile değerlendirilmiştir ($p<0,05$). Bonferroni Düzeltmeli Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA), post hoc Tukey HSD testi ($p<0,0125$), Bonferroni Düzeltmeli Student's t testleri ($p<0,0625$) kullanılmıştır.

Polimerizasyon süresince başlangıç temas açıları sırasıyla $67,5 \pm 3,25^\circ$ (IGL), $71,3 \pm 10,7^\circ$ (PIC), $74,3 \pm 3,28^\circ$ (PC), $88,1 \pm 4,42^\circ$ (PCNS) olarak ölçülmüştür. 135. saniyede temas açısı değerleri $14,6 \pm 2,67^\circ$ (IGL), $0 \pm 0^\circ$ (PIC), $58,7 \pm 2,27^\circ$ (PC), $78,3 \pm 4,73^\circ$ (PCNS)'dir. Gruplardaki temas açısı değerleri değerlendirilen ölçü maddelerine ve ölçüm zamanına göre anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0,001$).

Polimerizasyon sonrasında ilk ölçü anında sırasıyla $64,4 \pm 8,88^\circ$ (IGL), $52,2 \pm 2,47^\circ$ (PIC), $103,4 \pm 2,23^\circ$ (PC) ve $110,7 \pm 0,73^\circ$ (PCNS) temas açısı değerleri kaydedilmiştir. 135. saniye değerleri sırasıyla $40,8 \pm 1,96^\circ$ (IGL), $40,8 \pm 1,96^\circ$ (PIC), $40,8 \pm 1,96^\circ$ (PC) ve $110,1 \pm 0,76^\circ$ (PCNS)'dir. Gruplardaki temas açısı değerleri değerlendirilen ölçü maddelerine ve zamana göre anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0,001$).

Dentin yüzeyi için Ra değeri $0,39 \pm 0,12 \mu\text{m}$ 'dir. Kuru dentin yüzeyinden hazırlanan IGL ($0,48 \pm 0,10 \mu\text{m}$), PIC ($0,36 \pm 0,06 \mu\text{m}$), PC ($0,32 \pm 0,08 \mu\text{m}$) ve PCNS ($0,54 \pm 0,23 \mu\text{m}$) ölçü maddelerinin yüzey pürüzlülükleri ile dentin pürüzlülüğü arasında fark görülmemektedir ($p>0,0125$). Polimerizasyon süresince hidrofilik özellik gösteren IGL ($0,41 \pm 0,06 \mu\text{m}$), PIC ($0,36 \pm 0,08 \mu\text{m}$) ve PC ($0,34 \pm 0,06 \mu\text{m}$) ölçü maddelerinin nemli dentin yüzeyini kopyalama kabiliyetleri arasında objektif ve subjektif değerlendirmeler sonucu fark gözlenmemiştir ($p>0,0125$). Hidrofobik PCNS ölçü maddesi kuru ortamda diğer ölçü maddeleri ile benzer başarıyı gösterirken, nemli ortamda subjektif değerlendirmeler sonucu detay kayıpları ve objektif değerlendirmeler sonucu artmış pürüzlülük değerleri ($0,68 \pm 0,35\mu\text{m}$) göstermiştir ($p=0,004$).

Poliüretan esaslı model materyali tüm ölçü maddeleri için başarılı detay kopyalama kabiliyeti göstermiştir. Tip IV geliştirilmiş sert alçı model materyalleri

ölçü maddeleri üzerinde gözlenen detayı kopyalayamamıştır. Değerlendirilen tüm gruplarda ölçü maddeleri ve rezin örnekleri arasında Ra pürüzlülük parametresi yönünden anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0.0625$).

Anahtar Kelimeler: pürüzlülük, temas açısı, pulpal basınç, nem, poliüretan rezin

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the detail reproduction of dentin surfaces with hydrophobic and hydrophilic elastomeric impression materials and their ability to transfer the details onto models produced from such impressions.

In this study, Garant L DuoSoft (IGL) with polyether structure, three different brands of polyvinylsiloxane (PVS) [Panasil Initial Contact Light (PIC), Panasil Contact Plus (PC) & PCNS having the same chemical structure as Panasil Contact Plus but excluding surfactant], three brands of Type IV gypsum model materials including Prostone 21, Fujirock, Duralit S) and polyurethane resin based model material (Alpha Die Top) were examined for surface roughness.

Wettability properties of impression materials were determined during and after setting by contact angle measurement with sessile drop technique. Deionized water at a quantity of 4 μ l was used as test liquid. The contact angle measurements have been recorded on second basis during an evolution period of 135 seconds. For the detailed evaluation of reproduction 0.7-0.8 mm dentine segments were used as reference surfaces. In accordance with the examination methods, dentin surface preparation was made with 12 fluted tungsten carbide finishing bur [SEM (scanning electron microscopy), optic profilometer] or SiC paper, grit no.180-1200 [Atomic force microscopy (AFM)]. Moisture formation on dentin surfaces was provided via pulpal pressure simulation. Specimens (10 dentin specimens, 10 impression specimens for each of impression material from dry and wet dentin surfaces as well as 10 polyurethane resin specimens for each group) were analyzed with 3 dimensional optic profilometer. One specimen from each group was analyzed with SEM and AFM. Model specimens produced from Type IV reinforced gypsum were analyzed using optic profilometer and SEM. Objective analysis were performed by using average roughness value (Ra) with 3 dimensional optic profilometer.

Contact-angle values were analyzed using 2-way analysis of variance ($p < 0,001$) and Tukey HSD tests ($p < 0,05$). Detail reproduction was tested with three way

analyses of variance ($p < 0,05$). Bonferroni correction, Tukey HSD tests ($p < 0,0125$), Student's t test with Bonferroni correction ($p < 0,0625$) were used. During setting, initial contact angle values were measured as $67,5 \pm 3,25^\circ$ (IGL), $71,3 \pm 10,7^\circ$ (PIC), $74,3 \pm 3,28^\circ$ (PC), $88,1 \pm 4,42^\circ$ (PCNS), respectively. The contact angle values at 135th second were $14,6 \pm 2,67^\circ$ (IGL), $0 \pm 0^\circ$ (PIC), $58,7 \pm 2,27^\circ$ (PC), $78,3 \pm 4,73^\circ$ (PCNS). Contact angle measurements resulted in significant differences for the impression material used and time course of the measurement ($p < 0,001$).

After setting, initial contact angle values were measured as $64,4 \pm 8,88^\circ$ (IGL), $52,2 \pm 2,47^\circ$ (PIC), $103,4 \pm 2,23^\circ$ (PC) and $110,7 \pm 0,73^\circ$ (PCNS) respectively. The contact angle values at 135th second were $40,8 \pm 1,96^\circ$ (IGL), $40,8 \pm 1,96^\circ$ (PIC), $40,8 \pm 1,96^\circ$ (PC) and $110,1 \pm 0,76^\circ$ (PCNS). Contact angle measurements resulted in significant differences for the impression material used and time course of the measurement ($p < 0,001$).

Mean Ra value of dentin surfaces was $0,39 \pm 0,12 \mu\text{m}$. Ra values of impression materials ($0,48 \pm 0,10 \mu\text{m}$ for IGL, $0,36 \pm 0,06 \mu\text{m}$ for PIC, $0,32 \pm 0,08 \mu\text{m}$ for PC and PCNS $0,54 \pm 0,23 \mu\text{m}$ for PCNS) prepared from dry dentin surfaces were not different from dentin surfaces ($p > 0,0125$). With regard to subjective and objective evaluation, Ra values of impression materials produced from moist dentin surfaces, ($0,41 \pm 0,06 \mu\text{m}$ for IGL, $0,36 \pm 0,08 \mu\text{m}$ for PIC and $0,34 \pm 0,06 \mu\text{m}$ for PC) were not significantly different ($p > 0,0125$). Hydrophobic PCNS impression material showed similar detail reproduction ability in dry field whereas detail looses with regard to subjective evaluation and increased roughness values ($Ra = 0,68 \pm 0,35 \mu\text{m}$) with regard to objective evaluations were recorded ($p = 0,004$).

Polyurethane based model material successfully copied the surface texture produced by tungsten carbide bur ($p > 0,0625$). However, Type IV gypsum material was unable to copy this texture to the same extent.

Keywords: roughness, contact angle, pulpal pressure, moisture, polyurethane resin

İÇİNDEKİLER

Teşekkürler	iii
Özet	iv
İngilizce Özet	vii
İçindekiler Dizini	ix
Kısaltmalar ve simgeler	xiii
Şekiller dizini	xiv
Tablolar dizini	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Protetik Restorasyonlarda Ölçü	4
2.2. Ölçü Maddelerinin Sınıflandırması	5
2.3. Elastomerler (Elastomerik Ölçü Maddeleri)	5
2.3.1. Polisüfitler	6
2.3.2. Silikonlar	7
2.3.2.1. Kondanzasyon Silikonlar	7
2.3.2.2. Katılma Tip Silikonlar	7
2.3.3. Polieterler	9
2.4. Model ve Model Materyallerinin Özellikleri	10
2.5. Yüzey Detayı Değerlendirme Yöntemleri	11
2.5.1. Taramalı Elektron Mikroskobu	12

2.5.2.	Profilometre	13
2.2.2.1.	Kontakt Profilometre	13
2.5.2.2.	Optik Profilometre	14
2.5.3.	Atomik Kuvvet Mikroskobu	17
2.6.	Yüzey Enerjisi	20
2.6.1.	Temas Açısı	21
2.6.2.	Islanabilirlik	23
2.6.3.	Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi	24
2.6.3.1.	Sıvılarda Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi	24
2.6.3.2.	Katılarda Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi	24
2.7.	Pulpal Basınç	26
2.7.1.	Pulpal Basınç Simülasyonu	26
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1.	Islanabilirlik	28
3.1.1.	Polimerizasyon Boyunca Islanabilirlik	29
3.1.1.1.	Örnek Hazırlama	29
3.1.1.2.	Polimerizasyon Boyunca Islanabilirlik Ölçümleri	30
3.1. 2.	Polimerizasyon Sonrasında Islanabilirlik	32
3.1.2.1.	Örnek Hazırlama	32
3.1.2.2.	Polimerizasyon Sonrasında Islanabilirlik Ölçümleri	32
3.2.	Detay Kopyalama	33
3.2.1.	Örnek Hazırlama	33

3.2.1.1.	Doğal Dişlerin Toplanması	33
3.2.1.2.	Dentin Örneklerin Hazırlanması	33
3.2.1.2.1.	Optik Profilometre ve SEM Analizleri İçin Dentin Örneklerin Hazırlanması	33
3.2.1.2.2.	Atomik Kuvvet Mikroskobu Analizi İçin Dentin Örneklerin Hazırlanması	35
3.2.1.3.	Pulpal Basınç Simülasyonu	35
3.2.1.4.	Ölçü Örneklerin Hazırlanması	36
3.2.1.5.	Alçı Örneklerin Hazırlanması	38
3.2.1.6.	Pilot Çalışma ve Değerlendirmesi	39
3.2.1.7.	Rezin Örneklerin Hazırlanması	45
3.2.3.	Örneklerin İncelenmesi	45
3.2.3.1.	Optik Profilometre İncelemesi	45
3.2.3.2.	Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi	47
3.2.3.3.	Atomik Kuvvet Mikroskobu İncelemesi	48
3.3.	İstatistiksel Değerlendirme	49
4.	BULGULAR	50
4.1.	Islanabilirlik	50
4.1.1.	Polimerizasyon Boyunca Islanabilirlik	50
4.1.2.	Polimerizasyon Sonrasında Islanabilirlik	53
4.2.	Detay Kopyalama	56
4.2.1.	Optik Profilometre Analizi Bulguları	56

4.2.1.1.	Optik Profilometre Analizi Ra Pürüzlülük Parametresi Bulguları	56
4.2.1.2.	Optik Profilometre Analizinin Üç Boyutlu İnterferogram Bulguları	60
4.2.3.	SEM Analizi Bulguları	72
4.2.3.	AFM Analizi Bulguları	79
5. TARTIŞMA		85
6. SONUÇ		108
7. KAYNAKLAR		109

KISALTMALAR VE SİMGELER

A°	Angström (uzunluk birimi)
ADA	American Dental Association
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscopy)
C°	Santigrat derece (sıcaklık birimi)
Cm	Santimetre (uzunluk birimi)
FDA	Frekans Bazında Analiz (Frequency Domain Analysis)
IGL	Impregum Garant L DuoSoft
ISO	International Standards Organization
Kg	Kilogram (kütle birimi)
Light Body	Düşük viskoziteye sahip ölçü maddesi
Mg	Miligram (kütle birimi)
Mm	Milimetre (uzunluk birimi)
Nm	Nanometre (uzunluk birimi)
PC	Panasil Contact Plus
PIC	Panasil İnitial Contact Light
PCNS	Panasil Contact Plus kimyasal yapısında olan ancak sürfaktan içermeyen ölçü materyali
PSI	Phase Shifting İnterferometer
PVS	Polivinilsiloksan
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Roughness average)
Sn	Saniye (zaman birimi)
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
µl	Mikrolitre (10 ⁻³ mililitre) (hacim birimi)
µm	Mikrometre (10 ⁻³ milimetre) (uzunluk birimi)
θ	Temas açısı (derece)
3D	Üç Boyutlu
Vb	Ve benzeri

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Ra pürüzlülük parametresi	16
Şekil 2.2.	Rmax (Ry) pürüzlülük parametresi.	16
Şekil 2.3.	Rz pürüzlülük parametresi	16
Şekil 2.4.	AFM'nin çalışma mekanizması	19
Şekil 2.5.	Temas açısı	23
Şekil 2.6.	Temas açısı ve ıslanabilirlik ilişkisi	23
Şekil 3.1.	Standart kalınlıkta ölçü hazırlamak amacıyla kullanılan metal kalıp ve düzeltici metal plaka	30
Şekil 3.2.	Temas açısı ölçüm cihazı	30
Şekil 3.3.	Dentin yüzey preparasyonu	34
Şekil 3.4.	Pulpal basınç simülasyonu şeması	36
Şekil 3.5	Periotron cihazı	37
Şekil 3.6.	Dentin yüzeyinin (a) ve kuru dentin yüzeyinden alınan IGL ölçü yüzeyin (b) SEM görüntüleri	40
Şekil 3.7.	Prostone 21, Tip IV geliştirilmiş sert alçı SEM fotoğrafı	40
Şekil 3.8.	Duralit S, Tip IV geliştirilmiş sert alçı, SEM fotoğrafı	41
Şekil 3.9.	Fujirock, Tip IV geliştirilmiş sert alçı, SEM fotoğrafı	41
Şekil 3.10.	Optik profilometre değerlendirmesi	42
Şekil 3.11.	Dentin yüzeyin 3D interferogram görüntüsü	43

Şekil 3.12.	IGL polieter ölçü örneğın 3D interferogram görüntüsü, referans yüzey: kuru dentin yüzeyi	43
Şekil 3.13.	Alçı örneğın 3D inteferogram görüntüsü	44
Şekil 3.14.	Poliüretan rezin model materyali, SEM görüntüsü	44
Şekil 3.15.	Ra parametresi	46
Şekil 3.16.	Taramalı elektron mikroskobu	47
Şekil 3.17.	Atomik kuvvet mikroskobu	48
Şekil 4.1.	Ölçü maddelerinin polimerizasyon boyunca zamana bağılı göstermiş oldukları temas açısı değışimi (Derece)	52
Şekil 4.2.	Ölçü maddelerinin polimerizasyon sonrasında Zamana bağılı göstermiş oldukları temas açısı değışimi	55
Şekil 4.3.	Dentin, kuru ve nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin Ra yönünden ortalama ve standart sapmaları (μm)	58
Şekil 4.4.	Ölçü maddeleri ve rezin örneklerin Ra parametresi yönünden ortalama ve standart sapmaları (μm)	58
Şekil 4.5.	Dentin ve kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerle hazırlanan rezin örneklerin Ra yönünden ortalama ve standart sapmaları	59

Şekil 4.6.	Dentin ve nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerle hazırlanan rezin örneklerin Ra yönünden ortalama ve standart sapmaları	59
Şekil 4.7.a,b,c,d.	Dentin yüzeylerin 3D interferogram görüntüleri	62
Şekil 4.8.a,b,c,d.	Kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin 3D inteferogram görüntüleri	65
Şekil 4.9.a,b,c,d.	Nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin 3D inteferogram görüntüleri	67
Şekil 4.10.a,b,c,d,e.	Rezin replikaların 3D inteferogram görüntüleri	71
Şekil 4.11.	Dentin ve IGL ölçü yüzeyin SEM görüntüleri	73
Şekil 4.12.	Dentin ve PIC ölçü yüzeyin SEM görüntüleri	74
Şekil 4.13.	Dentin ve PC ölçü yüzeyin SEM görüntüleri	75
Şekil 4.14.	Dentin ve PCNS ölçü yüzeyin SEM görüntüleri	76
Şekil 4.15.	IGL(a), PIC(b), PC(c) ve PCNS(d) ölçü örnekler kullanılarak hazırlanan poliüretan rezin örneklerin SEM görüntüleri	77
Şekil 4.16.	Nem varlığında PCNS ölçü maddesi ile hazırlanan ölçü örnek (a) ve ölçü örneğin rezin replikasının (b) SEM görüntüleri	78
Şekil 4.17.	2 farklı dentin örneğin 3D AFM görüntüsü	79
Şekil 4.18.	IGL ölçü yüzeylerin 3D AFM görüntüleri	80

Şekil 4.19.	PIC ölçü yüzeylerinin 3D AFM görüntüleri	80
Şekil 4.20.	PC ölçü yüzeylerinin 3D AFM görüntüleri	82
Şekil 4.21.	PCNS ölçü yüzeylerinin 3D AFM görüntüleri	82
Şekil 4.22.	IGL(a), PIC(b), PC(c) ve PCNS(d) ölçü örnekler	83
	kullanılarak hazırlanan poliüretan rezin örneklerin	
	3D AFM görüntüleri	
Şekil 4.23.	Nemli dentin yüzeyinde PCNS ölçü maddesi	84
	ile hazırlanan ölçü örnek (a) ve	
	ölçü örneğin rezin replikasının (b) 3D AFM görüntüleri	

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1.	Diş Hekimliğinde kullanılan ölçü maddeleri	5
Tablo 3.1.	Çalışmamızda kullanılan ölçü maddeleri	29
Tablo 3.2.	Çalışmamızda kullanılan model materyalleri	38
Tablo 4.1.	Polimerizasyon boyunca temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ANOVA tablosu	50
Tablo 4.2.	Polimerizasyon boyunca temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ortalama ve standart sapmalar	52
Tablo 4.3.	Polimerizasyon sonrasında temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ANOVA tablosu	53
Tablo 4.4.	SNK testi ile 135 saniyede materyaller arasında polimerizasyon sonrasındaki ıslanabilirlik değerlerinin karşılaştırılması	54
Tablo 4.5.	Polimerizasyon sonrasında temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ortalama ve standart sapmalar	55
Tablo 4.6.	Örneklere ve Ortamlara Göre Varyans Analizleri Sonucunda Ra Düzeylerinin Gruplar Arasındaki Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	57
Tablo 4.7.	Ra Parametresine Göre Ortalama ve Standart Sapmalar (μm)	57

GİRİŞ

Son yıllarda bir çok avantajı olduğundan bahsedilen dijital ölçü teknikleri geliştirilmiş olsa da, geleneksel ölçü yöntemlerinin kullanımı sıklıkla tercih edilmektedir. Sabit protetik uygulamalarda kimyasal açıdan farklı dört çeşit elastomer kullanılmaktadır. Bunlar; polisüfit, kondenzasyon polimerizasyon silikon, ilave polimerizasyon silikon ve polieterdir.¹ İlave polimerizasyon silikon ve polieter üstün özelliklerinden dolayı klinik kullanımda sıklıkla tercih edilmektedir.²

Polivinilsiloksan (PVS) ölçü maddeleri olarak adlandırılan ilave polimerizasyon silikon ölçü maddeleri üstün doğruluk^{1,3-7} ve boyutsal stabilite^{1,5,7-10} özelliklerine sahiptir. Mükemmel elastik geri dönüş ve uygulama kolaylıkları da avantajları arasında sayılmaktadır.^{1,6,11} PVS ölçü maddesinin en büyük dezavantajı hidrofobik yapısıdır. Bu özellik siloksan bağlarının etrafındaki hidrofobik alifatik hidrokarbon gruplarından kaynaklanmaktadır.³ Son yıllarda PVS'ler sürfaktanların ilavesiyle modifiye edilmiştir. Geleneksel hidrofobik PVS ölçü maddelerine kıyasla, sürfaktan içeren PVS ölçü maddelerinin daha üstün ıslanabilirlik gösterdiği bilinmektedir.¹²⁻¹⁴

Polieter ölçü maddeleri de üstün özelliklere sahiptir¹¹. Ancak PVS ölçü maddelerine kıyasla daha düşük boyutsal stabilite ve elastik geri dönüş özellikleri gösterebilmektedir.^{15,16} Polieterler ise kimyasal formüllerinde bulunan fonksiyonel gruplarının [karbonil (C=O) ve eter(C–O–C)] su moleküllerini çekerek etkileşime girmesi sonucu, yapısal olarak hidrofilik karakter gösterirler.¹

Restorasyonun uzun dönem klinik başarısındaki en önemli faktörlerden biri olan marjinal bütünlüğün sağlanamaması, periodontal hastalığa ve ikincil çürüğe neden olan mikrosızıntı ve plak tutulumunu arttırmaktadır.¹⁷ Marjinal bütünlük ancak, restorasyonun preparasyon bitim hattına tam uyumuyla sağlanabilir. Bu nedenle bitim hattının ölçü maddeleri ile eksiksiz ve net kopyalanması başarılı bir protezin ilk koşullarındandır.¹⁸

In vitro testlerle, kuru ortamda çok ince detayları kopyalayabildikleri kanıtlanan ölçü materyalleri daha düşük klinik başarı oranları gösterebilmektedir.¹ Materyalin hidrofilisitesi ve preparasyon yüzeyindeki nem, bu klinik başarıyı etkileyen temel faktörlerdir.^{10,19-21} Preparasyon yüzeyindeki nemin temel kaynakları, tükürük ve dişeti oluşu sıvısıdır. Çeşitli izolasyon teknikleri ile bu nemliliğin önlenmesi mümkün olabilmektedir.¹⁸ Ancak tam olarak kurutulduğu düşünülen dentin yüzeyinde, pulpal basınç nedeniyle dentin tübülleri boyunca meydana gelen sıvı akışı etkin bir nemlilik oluşturabilmektedir.²²⁻²⁵

Yüksek ıslanabilirlik özelliklerine sahip ölçü maddeleri, nemli yüzeylerde daha iyi detay kopyalayabilme yeteneği göstermektedir. Islanabilirlik özellikleri arttırılan sürfaktan ilaveli PVS'ler ve yapısal olarak halihazırda hidrofilik olan polieterler bu tip yüzeylerde avantajlıdır.²⁶ Yapılan çalışmalarda, sürfaktan ilaveli birçok PVS ölçü maddelerine göre polieter ölçü maddelerinin daha iyi ıslanabilirlik gösterdiği belirtilse de,^{12,14,27,28} Rupp ve arkadaşlarının²⁹ yaptığı bir çalışmada, son dönemde tanıtılan yeni bir sürfaktan ilaveli PVS ölçü maddesinin, polieter ölçü maddesi ile benzer hatta daha düşük temas açısı değerleri gösterdiği bildirilmektedir.

Polieterden daha düşük temas açısı gösteren bu yeni tip ilave polimerizasyon silikonların aynı zamanda daha iyi dentin kopyalayabilme değerlerine sahip olup olmadığı araştırılmalıdır. Temas açısı ölçümü ıslanabilirliğin değerlendirilmesinde iyi bir yöntem olarak kabul edilse de, klinik koşulların en yakın şekilde taklit edilmesinin amaçlandığı in vitro düzenekler ile yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi daha gerçekçi bir yaklaşım olabilir.

Başarılı bir protez yapımında diğer önemli bir nokta ise, ölçü materyalleri ile kopyalanan yüzey detayının model üzerine aktarılmasıdır. Alçı bazlı model materyalleri düşük detay kopyalama ve aşınma dayanımı özelliklerine rağmen, üstün boyutsal doğrulukları, düşük maliyetleri ve kullanım kolaylıkları nedeniyle en çok kullanılan model materyalleridir.¹ Diğer bir model materyali olan poliüretan rezin ise yüksek transvers dayanım, aşınma dayanımı ve detay

kopyalama özellikleri yanında düşük boyutsal doğruluk özellikleri nedeniyle yaygın kullanım alanına sahip değildir.^{30,31} Birçok araştırmacı düşük temas açısı gösteren ölçü maddeleri ile daha az hava kabarcığı içeren, başarılı alçı modellerin oluşturulabildiğini belirtmiştir.^{12-14,32,33} Bununla birlikte ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özellikleri ile model materyallerinin detay aktarma özellikleri de ilişkilendirilmektedir.³⁴

Bu bilgiler ışığında gerçekleştirdiğimiz çalışma iki amaca dayanmaktadır. Bunlardan ilki, farklı ıslanabilirlik değerleri gösteren elastomerik ölçü maddelerinin pulpal basınç varlığında detay kopyalama özelliklerinin nicel ve nitel olarak incelenmesidir. İkincisi ise, ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özelliklerinin modelin kalitesinde etkili olduğu göz önüne alınarak, artmış hidrofilisitenin model materyallerinin detay aktarma kabiliyetlerine etkisinin yine nicel ve nitel olarak incelenmesidir.

GENEL BİLGİLER

2.1.Protetik Restorasyonlarda Ölçü

Protetik restorasyonlar geleneksel yöntemlerle, modeller üzerinde planlanmakta ve üretilmektedir. Bu nedenle model, yumuşak ve sert dokuları mümkün olan en doğru şekilde taklit etmelidir. Doğru bir model oluşturmanın ön koşulu ise, doğru bir ölçü elde etmektir.¹ Ölçü uzun klinik uğraşların laboratuvara aktarımına imkan veren bir araç olup, aşağıda belirtilen temel şartları sağlamalıdır:

- Ölçü, prepare edilmiş dişin tam bir kopyası olmalıdır. Hekim ve teknisyen bitim hattının konumunu ve şeklini net olarak görebilmelidir.
- Prepare dişe komşu diğer dişler ve dokular, doğru bir artikülasyon için tam olarak taklit edilmelidir.
- Özellikle, ölçünün bitim sınırını içeren kısmında hava kabarcığı bulunmamalıdır.¹⁸

Farklı klinik koşullar farklı ölçü maddelerinin kullanımını gerektirir. Mevcut koşullara uygun ölçü maddesinin seçimi kritik bir öneme sahiptir. Seçimin doğru yapılabilmesi için materyallerin özellikleri kesin olarak bilinmelidir. İdeal bir ölçü maddesinin sahip olması gereken özellikler şunlardır:

- Ağız içi dokuların detaylarını kopyalayabilecek kadar akışkan olmalıdır
- Ağız içerisine yerleştirilen ölçü kaşığında kalabilecek kadar visköz olmalıdır.
- Çalışma süresi yeterli olmalıdır.
- Ölçü kaşığının ağızdan çıkartılması esnasında şekil değişikliğine (distorsiyon) uğramamalı ya da yırtılmamalıdır.
- Boyutsal stabilitesi olmalıdır.
- Biyouyumlu olmalıdır.
- Maliyeti düşük olmalıdır.¹

Ölçü maddeleri farklı yapısal özelliklere sahip olduğu için, yukarıda belirtilen özellikleri tam olarak karşılayan tek bir ölçü maddesi bulunmamaktadır.

2.2. Ölçü Maddelerinin Sınıflandırılması

Günümüzde kullanılan ölçü maddeleri, elastik ve elastik olmayan ölçü maddeleri olarak iki başlık altında sınıflandırılmaktadır. Elastik ölçü maddeleri; hidrokolloidler ve aköz olmayan elastomerler olarak iki alt gruba ayrılmaktadır. Hidrokolloidler; agar hidrokolloid ve aljinat; aköz olmayan elastomerler ise polisülfidler, silikonlar (kondanzasyon silikon ve katılma tip silikon) ve polieterlerdir. Elastik olmayan ölçü maddeleri ise ölçü alçısı, impression compound ve çinko oksit-öjenol olarak sınıflandırılmaktadır.¹¹(Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Diş Hekimliğinde kullanılan ölçü maddeleri

Elastik Ölçü Maddeleri		Elastik Olmayan Ölçü Maddeleri
Hidrokolloidler	Aköz Olmayan Ölçü Maddeleri	
1. Agar Hidrokolloidler	1. Polisülfidler	1. Ölçü Alçısı
2. Aljinatlar	2. Silikonlar	2. Impression Compound
	Kondanzasyon Silikonlar	3. Çinko Oksit Ojenol
	İlaveTip Silikonlar	
	3. Polieterler	

2.3.Elastomerler (Elastomerik Ölçü Maddeleri)

Elastomerler, kimyasal ya da fiziksel olarak çapraz bağlar içeren bir grup lastiksi polimerden meydana gelmektedir. Bu tip ölçü maddeleri, American Dental Association (ADA) sınıflaması No.19 da, 'yapısal olarak su ihtiva etmeyen elastomerik ölçü maddeleri' olarak adlandırılmaktadır. Elastomerler belirli bir kuvvet altında kolaylıkla sıkışır, fakat kuvvet ortadan kaldırıldığında hızla eski boyutlarına döner.¹

Kimyasal yapılarına göre elastomerik ölçü maddeleri 4 farklı gruba ayrılmaktadır. Bunlar;

1. Polisülfid,
2. Kondanzasyon polimerizasyon silikon,
3. Katılma polimerizasyon silikon,
4. Polieterdir.¹

Elastomerik ölçü maddeleri, aralarında bağlar olan büyük molekül zincirlerinden oluşmaktadır. Bu zincirler üç boyutlu ve bir örgü ağı meydana getirecek şekilde birbirine bağlıdır. Gerilme kuvvetleri altında zincirler birbirleri üzerinden kayarak açılır, basıncın ortadan kalkmasıyla tekrar rahat ve karmaşık hallerine geri döner. Böylece ölçü maddesi rahat ve esneyebilir bir karakter kazanır.³⁵

2.3.1. Polisüfitler

Yüksek doğrulukları ve göreceli olarak düşük maliyetleri sebebiyle polisüfitler sabit protetik tedavilerde kullanılmaktadır. Çoklu ölçülerde, özellikle uzun bir çalışma zamanı gerektiğinde kullanımları uygundur. Baz ve katalizör olarak iki tüp halinde düşük, orta ve yüksek viskoziteli olarak bulunurlar. Baz kısmı polisüfit polimeri, doldurucular ve plastikleştirici ajanlar içerir. Güçlendirici doldurucuların (çinko oksit, titanyum dioksit, çinko sülfid ve silika) oranı ölçü maddesinin yoğunluğuna (düşük, orta, yüksek viskozite) göre %12-50 arasında değişmektedir. Katalizör, reaksiyon başlatıcı olarak kurşun dioksit (%30), hidrate bakır oksit ya da organik peroksit, düzenleyici olarak sülfür (%1-4), form kazandırıcı olarak da dibütilftalat ya da diğer reaktif yağları içermektedir.

Uzun çalışma zamanı, yüksek yırtılma dayanımı, yüzey detayının iyi kopyalanması ve yüksek esneme özellikleri vardır. Ancak düşük viskoziteleri nedeniyle kullanımları zordur. Yüksek distorsiyon olasılığı nedeniyle hazır kaşıklar yerine kişisel kaşıkların kullanılması önerilmektedir. Polisüfit ölçüler 1 saat içerisinde dökülmelidir. Ayrıca, hoş olmayan kokusu hasta açısından rahatsızlık yaratabilmektedir.¹¹

2.3.2. Silikonlar

2.3.2.1. Kondanzasyon Silikonlar

Bu ölçü maddeleri temel olarak sabit protez ölçülerinde ve tek ünite inleylerde kullanılmaktadır. Kondanzasyon silikonların düşük, orta, yüksek ve çok yüksek viskoziteli (putty) formları mevcuttur. İki ayrı pat ya da pat-likit katalizör sistemi halinde bulunmaktadır. Bazı kısmı yüksek moleküler ağırlıklı dimetilsiloksan polimeri, çapraz bağlayıcılar ve inorganik doldurucular; katalizör ise organik metal esterleri ve incelticiler içermektedir. Katalizör oranı düzenlenerek çalışma zamanı ayarlanabilir.

Kondanzasyon reaksiyonu sonucu artık ürün (alkol) oluşur. Yarısı ilk bir saatte olmak üzere, 24 saat içerisinde %0.2-1.0 oranları arasında büzülme gözlenmektedir ki bunun nedeni polimerizasyon reaksiyonu ve artık ürün alkolün buharlaşmasıdır. Polimerizasyon büzülmesi nedeniyle kondanzasyon silikonlar boyutsal doğruluklarını kaybetme eğilimindedir. Çift aşamalı ölçü tekniği ile büzülme miktarı azaltılıp doğruluk artırılırken, kişisel kaşık kullanma ihtiyacı da ortadan kaldırılmaktadır.

Kondanzasyon silikonlar hidrofobiktir. Bu özellik, ölçü alımı sırasında preparasyon yüzeyinin kuru olmasını gerektirmekte, alçı dökümünü ise zorlaştırmaktadır. Bu olumsuz özelliklerinin yanında materyalin elastik geri dönüşümü yüksektir (%99). Hasta açısından temiz ve uygulamada rahatsızlık vermeyen materyallerdir.¹¹

2.3.2.2. Katılma Tip Silikonlar

İlave reaksiyon silikonlar olarak da bilinen bu ölçü maddelerinin kullanımı 1990'ların başından itibaren yaygınlaşmıştır. Maliyetleri yüksek olsa da, mükemmel fiziksel özellikleri, üstün boyutsal stabilitesi ve kullanım kolaylığı bu materyali popülerleştirmiştir.⁵ Temel olarak, hidrojen ya da vinil yan gruplu silikon prepolimerlerden oluşan PVS ölçü maddeleri katılma reaksiyonu ile polimerize olmaktadır. Bu nedenle vinil ya da katılma tipi silikonlar olarak da

adlandırılırlar. İki pat halinde bulunan bu ölçü maddesinin düşük, orta, yüksek ve çok yüksek viskoziteli (putty) formları mevcuttur. Baz ve katalizörün reaksiyonu sonucu pörözite oluşturan hidrojen gazı açığa çıkmaktadır. Üreticiler bu sorunu elimine etmek için formüllerine hidrojen absorbe ediciler (palladium) eklemiştir. Eğer ürün hidrojen absorbe edici içermiyorsa alçı dökümü öncesi 1 saat bekletilmesi tavsiye edilmektedir.¹¹

İlave reaksiyon silikonlar polimerizasyon sonrası yüksek doğruluğa ve yüksek boyutsal stabiliteye sahiptir.^{6,7,11} Diğer elastomeriklerle karşılaştırıldığında gösterdikleri bu üstün boyutsal stabilitenin nedeni polimerizasyon reaksiyonu sonucu artık ürün oluşmamasıdır.^{1,5,7-9} Materyal ölçü alımından 1 hafta sonra dahi dökülebilir ve birden çok model elde edilebilir.¹¹ Materyalin elastik geri dönüş özelliği çok iyidir ve kondanzasyon silikonlarda olduğu gibi kullanımı hasta açısından rahatsızlık yaratmamaktadır.^{6,11}

Ancak tüm bu olumlu özelliklerinin yanı sıra, PVS ölçü maddesinin en belirgin dezavatajı hidrofobik oluşudur. Bu özellik, siloksan bağlarının etrafındaki hidrofobik alifatik hidrokarbon gruplarından kaynaklanır.¹ Hidrofobik yapısı nemli oral dokularla ve alçı bazlı day materyallerinin su ihtiva eden solüsyonlarıyla ıslanabilirliğini azaltmaktadır.³⁶ PVS ölçü maddelerinin ıslanabilirliğinin artırılması amacıyla formüllerine sürfaktanlar ilave edilmiştir. Bu moleküllerin polimerize olmuş materyalin yüzey enerjisini arttırdığı bildirilmiştir.³⁷ Sürfaktan ilave edilen bu tür ölçü maddeleri hidrofilik PVS olarak adlandırılır.³³ Bu ölçü maddeleri geleneksel hidrofobik PVS ölçü maddelerine kıyasla daha üstün ıslanabilirlik gösterir.¹²⁻¹⁴ Artan hidrofilisite klinik uygulama esnasında optimal akma özellikleri ve doğru detay kopyalama ile ilişkilendirilir.²⁹

PVS ölçü materyallerinin diğer bir olumsuz özelliği olan kısa çalışma ve polimerizasyon süresi, ilave edilen geciktiriciler ile düzenlenmiştir. Diğer silikonlara göre polimerizasyon sonucu daha rijit olmaları nedeniyle andırkatlardan uzaklaştırılmaları zordur. Yırılma dayanımları kondanzasyon silikonlar ile benzer ancak polisülfitlerden düşüktür.¹¹

2.3.3. Polieterler

Polieter 1960'ların sonlarında Almanya'da tanıtılmış elastomerik ölçü maddesidir. Materyal iki pat halinde düşük, orta ve yüksek viskozite formlarında bulunmaktadır. Baz, düşük moleküler ağırlıklı etilamin uç dallı polieter, doldurucular (koloidal silika) ve plastikleştiriciler (glikoleter ve ftalat); katalizör ise aromatik sülfanik asit ester, incelticiler ve doldurucular içermektedir. Baz ve katalizör karıştırıldığında etilenamin halka açılma polimerizasyonu başlar ve zincir uzaması meydana gelir.^{1,11} Bu katılma tipi bir reaksiyondur ve hiçbir yan ürün oluşmaz.

Düşük esneme özellikleri gösteren erken dönem polieterlerin, çalışma ve polimerizasyon süresi kısadır. İncelticilerin ilavesiyle, materyalin diğer fiziksel ve mekanik özellikleri belirgin şekilde etkilenmeksizin, çalışma zamanı ve fleksibilite arttırılmıştır.

Polieterler boyutsal doğrulukları açısından kondanzasyon silikon ve polisülfid ölçü materyallerinden üstündür. Ölçü alımını takiben 24 saat sonra gözlenen %0.3 büzülme değeri ile üst sıralarda yer alsalar da halen bazı ilave silikonların gerisindedirler. Polieterler kuru olarak bekletilmeleri koşuluyla 1 haftaya kadar boyutsal olarak sabit kalabilmektedir.¹¹

Elastik geri dönüş değeri polisülfid ve katılma tipi silikonların arasında, ortalama %98.5'dir. Polimerizasyon sonrası yüksek sertliğe sahiptir, bu nedenle ölçünün ağızdan ya da dayın ölçüden uzaklaştırılması sırasında yırtılmalar oluşabilir. Bu sorunun çözülmesi için ölçü alanı ile kaşık arasında en az 4 mm kalınlığında ölçü maddesi olması önerilmektedir.¹¹

Polieterler kimyasal yapıları sayesinde hidrofilitir.¹ Bu nedenle detay kopyalaması yüksek, alçı dökümü kolaydır.^{13,14,20,38,39} Ancak yüksek hidrofilitite su emme özelliğini de beraberinde getirmektedir.¹¹ Bu noktada polieterin muhafaza edilmesi kritik öneme sahiptir. Suda ya da yüksek nemlilikte bekletilmesi distorsiyona neden olabilmektedir.^{11,40,41}

Net ve doğru alınmış ölçülerin yanı sıra; elde edilen detay kaydının model üzerine net olarak aktarılması da başarılı bir protez yapımının öncelikli koşullarındandır.

2.4. Model ve Model Materyallerinin Özellikleri

Dental model materyallerinin boyutsal doğruluk, kabul edilebilir detay kopyalama, yüzey sertliği, aşınma dayanımı, transvers dayanım, ölçü materyali ile uyumluluk, toksik olmama ve kullanım kolaylığı özelliklerine sahip olması gerekmektedir.^{42,43}

Günümüzde Tip IV alçı, Tip V alçı, rezinle güçlendirilmiş Tip IV alçı, epoksi rezin ve poliüretan rezin model materyalleri sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak bu materyallerin hiç biri yukarıda sayılan özelliklerin tümünü aynı anda karşılayamamaktadır.⁷

Tip IV alçı ve Tip V alçı model materyalleri sırasıyla %0.1 ve %0.3 sertleşme genleşmesi göstermektedir. Bu yüksek genleşme miktarı baz metal alaşımların katılaşma büzülmesinin kompanze edilmesinde önemlidir.¹ Ancak alçı model materyalleri düşük detay kopyalama özelliği göstermektedir.^{30,44} Materyallerin detay kopyalama yetenekleri yüzeyin formundan ve kullanılan ölçü maddesinin yapısal özelliklerinden etkilenebilir.^{45,46} Düşük aşınma direnci ve transvers dayanım da alçı bazlı model materyallerinin olumsuz yönleri arasındadır.⁴⁴

Rezin esaslı model materyalleri ise polimerizasyon büzülmesi gösterirler ve boyutsal doğrulukları alçıdan düşüktür.¹ Ancak üstün detay kopyalama, aşınma direnci ve transvers dayanım özelliklerine sahiptir.^{30,43,44}

Genel olarak day materyalleri değerlendirildiğinde, düşük aşınma direnci^{1,47}, yetersiz gerilme dayanımı ve düşük detay kopyalama özelliklerine⁷ sahip olsa da; düşük maliyet, kullanım kolaylığı, genel olarak tüm ölçü maddeleri ile uyumluluğu ve tutarlı sonuçları sebebiyle Tip IV ve Tip V geliştirilmiş sert alçılar en sık kullanılan day materyalleridir.¹

2.5. Yüzey Detayı Değerlendirme Yöntemleri

Ölçü ve model materyallerinin detay kopyalamasını değerlendiren birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. ADA Sınıflandırması No.19'da, aköz olmayan elastomerik ölçü maddeleri için detay kopyalamada kullanılması tavsiye edilen test düzeneği ve kabul edilebilir detay kopyalama koşulu şöyledir: Referans yüzey olarak üzerinde $20 \pm 4 \mu\text{m}$, $50 \pm 8 \mu\text{m}$ ve $75 \pm 8 \mu\text{m}$ genişliğinde 3 adet yatay, $75 \pm 8 \mu\text{m}$ genişliğinde 2 adet vertikal girinti bulunan paslanmaz çelik blok kullanılmaktadır. Yatay ve dikey hatlar arası mesafe 25 mm'dir. Ölçü alımını takiben test düzeneği $32 \pm 2^\circ\text{C}$ su banyosuna aktarılmaktadır. İncelemenin stereomikroskop ile büyütme yapılmaksızın ölçü ve paslanmaz çelik modelin ayrılmasını takiben hızlıca yapılması önerilmektedir. Kabul edilebilir detay kopyalama koşulu ise hazırlanan üç örnekten ikisinde, iki dikey referans hattı arasındaki mesafenin tam olarak taklit edilebilmesidir.⁴⁸

Detay kopyalamanın değerlendirildiği bir çok çalışmada özellikleri yukarıda tanımlanan referans yüzey kullanılmıştır.^{10,20,34,45} Çalışmaların sonuçları ise bir ya da daha fazla kişi tarafından değerlendirilen subjektif bulgulara dayanmaktadır. Ancak Kanehira ve arkadaşları²¹ ADA Sınıflaması No:19 ile benzer kriterlere sahip ISO standart 4823'le belirlenen test prosedürünün mine, dentin ya da mukoza gibi dental doku özelliklerinin göz ardı edilmesi nedeniyle klinik olarak anlamlı bir yöntem değil, materyalin genel kalitesini test etmeye yarayan bir yöntem olduğunu belirtmektedir.

Diğer bir yaklaşım ise iyi kalibre edilmiş bir yüzeyin kopyalanması ve yüzey analizi yapan bir aletle bu yüzeyin taranmasıdır.^{19,21,30,49-52} Bu yöntemlerden bazıları; taramalı elektron mikroskobu (SEM), profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) olarak sıralanabilir.⁵¹

2.5.1. Taramalı Elektron Mikroskobu

Elektron mikroskopları, ışığın fiziksel limitasyonları ve elde edilen görüntü üzerinde işlem yapma imkanının olmayışı nedeniyle sınırlı kullanılan ışık mikroskoplarına alternatiftir. Elektronik ve optik sistemlerin birlikte kullanımı ile yüksek büyütmelerde üzerinde işlem ve analizler yapılabilen görüntülerin elde edildiği cihazlar geliştirilmiştir.⁵³

Bu amaca hizmet eden cihazlardan biri olan SEM, 1938 yılında Von Ardenne tarafından geliştirilmiştir. SEM birçok dalda araştırma-geliştirme çalışmalarında kullanımı yanında, biyolojik bilimlerde, tıp ve kriminal uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Çalışma prensibi şöyledir; yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronlar örnek üzerine odaklanır. Elektron ve örnek atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkiler uygun algılayıcılarda toplanır. Sinyal güçlendiricilerinden geçirildikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla görüntü elde edilir. Günümüzde SEM'in ayırım gücü 0,05 nm'ye kadar inmiştir. Büyütme miktarı ise 5X - 300 000X arasında değişmektedir.

Geleneksel SEM incelemesi için örnekler iletken olmalıdır. Bu nedenle metalik olmayan örneklerin kurutulduktan sonra, vakumlu ortamda ve argon gazı varlığında kaplanmaları gereklidir. Vakumlu ortam elektron saçılımı (yansıması) sırasında statik elektriğin örnek üzerinde toplanmasını engeller. Ancak kurutma ya da yüksek vakum uygulaması örnek yüzeyini değiştirebilir ya da yüzeye zarar verebilir. Kaplama materyali olarak genellikle altın kullanılmakla birlikte; platin, osmiyum, iridyum, tungsten, krom, grafit gibi metaller de kullanılabilir. Örnekler statik elektrik şarjını önleyecek kadar iletken olsalar dahi, çözümlemeyi artırmak ve sinyalleri kuvvetlendirmek için kaplanmaları önerilir.⁵⁴

Seitavuopio'nun⁵⁴ belirttiğine göre Chappard ve arkadaşları ve Chinga SEM'in yüzey pürüzlülük analizlerinde kullanılabildiğini bildirmektedir. Ancak 2 boyutlu SEM fotoğrafları ile detay kopyalamanın kalitesi

değerlendirilememektedir. Çünkü bu görüntüler yüzey girintilerinin derinlik ve açılanmalarını yansıtmamaktadır.³⁰ Bu dezavantajlarına rağmen, SEM ile genel yüzey topografisi hakkında görsel bir veri elde edilebilir.^{30,55}

2.5.2. Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede kullanılan en yaygın ölçüm cihazlarından biridir. Profilometre taraması, yüzeye temas eden mekanik bir uç ya da ışık saçılımı ile yapılmaktadır.⁵⁶ Profilometre kontak ve optik profilometre olarak, optik profilometre ise lazer (Focus Detection Profilometer) ve interferometrik profilometre olarak ikiye ayrılmaktadır.⁵¹

2.5.2.1. Kontak Profilometre

Kontak profilometre, yüzeyle direkt temas eden mekanik uç ile yüzey profilini oluşturmaktadır. Genellikle elmas olan ucun çapı 5-10µm arasındadır, ancak çapı ~0.1 µm'ye kadar düşen keskin tipleri de mevcuttur. Görüntünün kalitesi yüzey profilinin lateral ve vertikal çözümülemesine bağlıdır. Lateral çözümüleme temel olarak kullanılan ucun çapına, vertikal çözümüleme ise ölçüm mesafesi ve yüzey özelliklerine bağlıdır.

Tarayıcı ucun bir şekli ve formu vardır, bu nedenle örneğin şekli ve konumu önemlidir. Bu durum derin olukların ve vertikal yüzeylerin taranamayacağı anlamına gelmektedir. Yüzey topografisi tarayıcı uçtan daha keskin ve küçükse artefaktlar oluşabilir.⁵⁴ Diğer bir dezavantaj olan tarayıcı ucun örnek yüzeyine kuvvet uygulaması nedeniyle, ölçü maddeleri gibi esnek materyallerde distorsiyon, alçı gibi sert yüzeylerde ise aşınma gözlemlenebilmektedir.^{30,51,52} Bununla birlikte, tarayıcı ucun örnek üzerinde oluşturduğu yük ve örnek yüzeyinin mekanik tarama sonucu deformasyonu elde edilen sonuçları etkileyebilmektedir.^{30,54}

2.5.2.2. Optik Profilometre

Non-kontak profilometre olarak da adlandırılan optik profilometrelerde yüzeye temas eden mekanik tarayıcı yoktur. Yüzey taraması ışın demeti ile yapılmaktadır. Bu sayede ölçümler sonrasında yüzeyin bozulmadan kalması önemli bir avantajdır. Optik profilometre sistemlerinin bilinen dezavantajları ise; ölçümlerin örnek yüzeyinin yansıtma özelliğinden, mikro geometrisinden ve eğiminden etkilenmesidir.⁵⁷

Optik profilometreler lazer (Focus Detection Profilometer) ve interferometrik profilometre olarak ikiye ayrılmaktadır. Beyaz ışık interferometreleri frekans bazında analiz yöntemini (Frequency Domain Analysis-FDA) kullanarak üç boyutlu yüzey görüntüsü oluştururken, pürüzlülüğün nicel olarak değerlendirilmesine imkan vermektedir. FDA karışık interferogramları, fazlara ve uzaysal frekanslara dayanarak işleme tabi tutmak için kullanılan matematiksel bir yöntemdir. FDA'ya ait veriler analiz edilirken, interferometre tarafından oluşturulan saçılma modelleri ile ilişkili olarak farklı faz ve optik frekanslar değerlendirilir. Geçmişte optik yüzeylerin interferogramları bu saçakların fotoğrafları kullanılarak analiz edilmekteyken, günümüzde faz shifting interferometrenin (PSI) belli formlarını oluşturmak daha yaygın bir işlemdir. Bu işlem interferans modellerinin, faz değerleri matrisine dönüştürülmesini sağlamaktadır.⁵⁸

Bir ışık kaynağının dalga boyu ya da optik frekansı bilindiği takdirde, faz değerleri daha sonra rölatif yükseklik değerleri ile direkt olarak ilişkilendirilebilir. Saçaklardan fazlara dönüşüm veya dönüştürme 'familiar five bucket metod' gibi bir algoritma kullanılarak gerçekleştirilir. Geleneksel tek dalga boylu PSI yüzey yüksekliklerini ölçmenin oldukça doğru bir yöntemi olsa da, sistemin önemli sınırlamaları vardır. Bu sınırlamalar, yüzey detayını eksiksiz biçimde tanımlamak için grafik üzerinde yeterli miktarda nokta olamayacağı şeklinde ifade edilebilir.⁵⁸

Beyaz ışık kaynağı kullanıldığında oluşturulan bu interferogramlar çok daha karmaşıktır. Bu karmaşık yapı aslında önemli bir avantajı da beraberinde

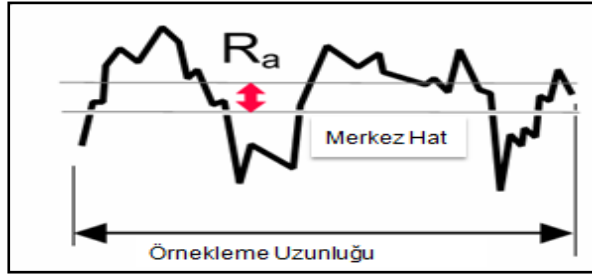
getirir. Beyaz ışık interferogramlarında yüzey yapısı ile alakalı olarak daha fazla veri sağlanır.⁵⁸

Tarama sonucu dijital bilgisayarda elektronik olarak değerlendirilebilen interference yoğunluk modelleri oluşturulmaktadır. İnterferometre tarafından aydınlatılan yüzey, yaklaşık olarak dik olacak şekilde taranarak görüş alanındaki her bir piksel ya da görüntü noktası için interferogramlar oluşturulmaktadır. Dedektör verileri dijital hafızada kaydedilmektedir. Bilgisayarda kaydedilen interferogramlar FDA ile teker teker işleme tabi tutulur. Son aşamada yükseklik verileri ve ilgili görüntü düzlem koordinatlarından yararlanarak üç boyutlu (3D) olarak yapılandırılır.⁵⁸

İnterferometrik profilometreler, yüzeyin iyi yansıtma özelliklerine sahip olması koşuluyla, yüzey pürüzlülüğünü nanometre seviyesinde ölçebilir. Lazer profilometrelerin aksine beyaz ışık optik dijitalleştirme sistemlerden elde edilen sonuçlar materyalin renginden etkilenmemektedir.⁵⁹ Beyaz ışık interferometreler genellikle 0.1 nm derinlik çözümülemesi ve 0.5 µm lateral çözümülemeye sahiptir.⁵⁴

Profilometre analizi sadece 3 boyutlu yüzey haritası çizmekle kalmayıp, aynı zamanda nicel veriler de sağlamaktadır. Ölçümler sonucu birçok yüzey pürüzlülük parametresine ulaşılmaktadır. Bu parametrelerden bazıları şu şekilde tanımlanır:

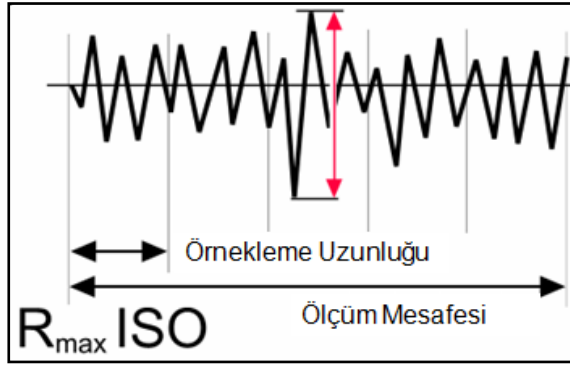
Ra; yüzeyde oluşan girinti ve çıkıntıların alan bakımından eşitlendiği orta eksenin üstünde ve altında kalan alanların aritmetik ortalamasını veren çizgiler arası mesafedir (Şekil 2.1). Ra değeri dental literatürde en sık kullanılan parametredir. Pürüzlülük tanımlaması diğer pürüzlülük elemanlarını göz ardı etmek amacıyla matematiksel bir filtre kullanılarak yapılmaktadır.⁶⁰



Şekil 2.1. Ra pürüzlülük parametresi

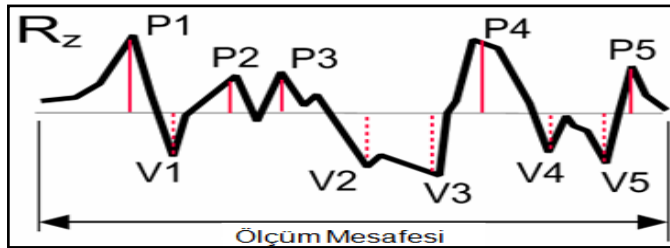
R_q (RMS); orta eksenin altında ve üstünde meydana gelen sapmaların geometrik ortalama değeridir.⁶⁰ Pürüzlülük profilinin karelerinin ortalamasının karekökü olan R_q nadiren görülen piklere karşı daha hassastır.⁶¹

R_{max} (R_y); değerlendirme aralığındaki filtre edilmemiş pürüzlülüğün en yüksek çıkıntısı ile en derin girintisi arasındaki mesafedir (Şekil 2.2).⁶⁰



Şekil 2.2. R_{max} (R_y) pürüzlülük parametresi

R_z ; Değerlendirme aralığındaki en yüksek beş çıkıntı ile en derin beş girintinin mutlak değerlerinin ortalamasıdır (Şekil 2.3).⁶⁰



Şekil 2.3. R_z pürüzlülük parametresi

Sıklıkla kullanılan bu pürüzlülük parametrelerine ilave olarak farklı pürüzlülük parametrelerinden yararlanarak çeşitli yorumlar yapmak da mümkündür. Bu parametrelere kısaca değinecek olursak Rt; Filtre edilmiş pürüzlülüğün en yüksek tepesi ile en derin girintisi arasındaki mesafedir.⁶⁰ Rpm ardışık 5 parçada düzenlenmiş derinliğin ortalaması olarak tanımlanır.^{62,63} Böylece istisnai profil tepeleri sadece kısmen göz önünde bulundurulur. Ra ve Rz parametrelerinin tersine Rpm profil şekli hakkında daha güvenilir bilgiler vermektedir. Küçük Rpm değerleri geniş tepeleri ve dar vadileri büyük Rpm değeri ise dik ve keskin tepe profillerini göstermektedir.⁶² Rpm:Rz oranı profil şeklini tanımlamada özel bir anlama sahiptir. Bu değer 0.5 ten büyükse keskin tepelerin olduğu bir profili, 0.5 ten küçükse yuvarlak hatlı bir profil mevcuttur.^{62,63}

2.5.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu

AFM iletken olmayan yüzeylerde ölçüm yapabilmek amacıyla Binning ve arkadaşları tarafından 1986 yılında geliştirilmiştir.^{54,64} AFM, sıvı ya da katı örneklerin yüzey topografisini nanometre (nm) seviyesinde görüntüleyebilen; 3 boyutlu pürüzlülüğü, farklı yüzey özelliklerini ve moleküller arası kuvvetleri ölçebilen çok yönlü kullanım alanına sahip bir sistemdir.⁶⁵

Biyolojik örnekler, kaplamalar, seramikler, kompozitler, camlar, membranlar, metaller, polimerler ve yarı iletkenler gibi materyallerin yüzeyleri ayrıntılı görüntülenebilir.⁶⁵ Yüzey topografisi ve pürüzlülüğün yanı sıra yüzeyler hakkında çok geniş çeşitlilikte bilgi sağlanabilir. Bu verilerin çoğu temel AFM tekniklerinin modifikasyonları ile elde edilir. Yüzey üzerindeki sertliği, kristalleşmeyi ve kimyasal kompozisyondaki farklılaşmaları ayırt etmede kullanılabilir.⁵⁴ Partiküller ve yüzeyler arasındaki kuvvet etkileşimleri değerlendirilebilir.⁶⁶ Elektriksel yük, manyetiklik, adeziv ve hidrofilik davranış gibi çeşitli özellikler belirlenebilir.⁶⁵

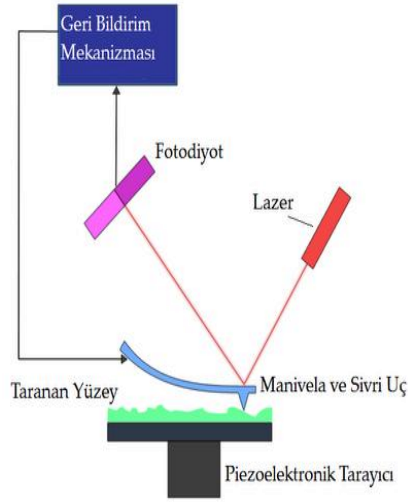
Sistem; esnek yapıda, yalnız bir ucu destekli olan bir kol (kantilever) ve onun ucunda bulunan mikro yapıdaki tarayıcı uçtan oluşan bir mekanizmaya sahiptir. Fotolitografi yöntemi ile elde edilen bu uçlar, sıklıkla silikon ya da

silikon nitritten yapılırlar. Ayrıca platin-iridyum, altın ve elmas kaplı olan uçlar da mevcuttur.

Tarayıcı uç yüzeyle temas ederek (kontak mod) ya da birkaç Angstrom ($\text{\AA}$) uzaklıktan (temassız mod) yüzey taramasını gerçekleştirir. Materyal yüzeyindeki atomlarla tarayıcı uçtaki atomlar arasındaki kuvvet (etkileşim) uçta eğilmeye neden olmaktadır. Bu eğilme miktarı yüzey atomları ile uç atomları arasındaki etkileşime ve aralarındaki atomik kuvvetlere (Van der Waals kuvvetleri vb.) bağlıdır.⁵⁴

Örnek ile uç arasındaki kuvvet etkileşimi sonucu kaldırma mekanizması nm ölçeğinde hareket eder.⁶⁵ Eğilme miktarını kaydetmede en sık kullanılan yöntem kantilever üzerinde lazerin odaklanması ve fotodedektörlere yansıtılması şeklindedir. Fotodedektör sinyalleri atomik ve nano ölçekli çözümlemeyle yüzey topografisini çizmek için kullanılmaktadır. Örneğin ve tarayıcı ucun lateral ve vertikal hareketleri piezoelektrik tarayıcılarla kontrol edilmektedir (Şekil 2.4).^{54,67}

Hava, sıvı, vakum ortamlarında görüntüleme yapabilir.^{54,65,67} Vakum AFM'de; oksit tabakası oluşumu sınırlıdır, örneklerin kontamine olması engellenir, atomik seviyede lateral çözümlemeye sahiptir, bu nedenle $30 \text{ \AA}$ civarında lateral çözümleme yapan hava AFM'ye göre daha hassastır ancak analiz yapılması daha zordur.⁶⁷



Şekil 2.4. AFM'nin çalışma mekanizması

Yatay düzlemde maksimum ölçüm alanı genellikle $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ 'dur. Maksimum vertikal mesafe ise $10\ \mu\text{m}$ 'nin altındadır. AFM oldukça yüksek çözünürlükle sayısal yüzey pürüzlülüğünü ölçebilir, ancak kısıtlı (küçük) tarama alanı ve aletin düşük hız kapasitesi nedeniyle AFM'nin yüzey pürüzlülüğünün sayısal ölçümlerinde kullanılması sınırlıdır.⁵⁴ Büyük alanlı numunelerde ise, AFM ile tüm yüzeyin iyi bir şekilde görüntülenmesi oldukça zordur.⁵⁴

Kontak, kontaklı ve hafif dokunma olmak üzere temel 3 çalışma şekli vardır. Kontak AFM, tarayıcı ucun yüzeyle direkt temasta olduğu en basit ölçüm yöntemiyle çalışmaktadır. Tarayıcı uç, yüzey moleküllerinin geri itici kuvvetini hisseder ve yüzey kontaminasyon tabakasının kapiller kuvvetleri, yüzeyle uç arasında kuvvetli bir çekim oluşturur. Bu kuvvetli çekim nedeniyle uç yumuşak yüzeylere zarar verebilir ve hatalı görüntülere neden olabilir. Bu ölçüm tekniği kontak profilometre yöntemine benzemektedir. Hassas örneklerde karşılaşılan sorunlar nedeniyle kontaklı AFM modu geliştirilmiştir. Kantilever, örnek uç arasındaki Van der Waals kuvvetlerini hissederek $50-150\ \text{Å}$ seviyesinde titreşim yapmaktadır. Yumuşak ve hassas örnekler için daha uygundur. Örnekler zarar vermeden ölçümler defalarca tekrar edilebilir. Uç kontak profilometreye göre daha zayıf kuvvetleri hissettiği için çözümü de daha

zayıftır. Hafif Dokunma Mod/Yarı kontak Mod AFM kontak ve kontaksız modlarının avantajlarını birleştirmektedir. Kantilever 20-100 μm serbest amplitüd değerinde titreşmektedir. Titreşimin en düşük noktasında uç yüzeye temas eder. Yüzey ile uç arasındaki uzun ve kısa mesafeli yükleri tespit ederek çalışmaktadır. Tüm örnek tiplerinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Tüm ölçüm prensiplerinde benzer 3D yüzey verileri elde edilebilir. Aralarındaki tek temel fark ise farklı tip örneklerle kullanılabilmesidir.⁵⁴

2.6. Yüzey Enerjisi

Katılarda ve sıvılarda maddenin iç kısmındaki bir atom, komşu atomlar tarafından her yönden eşit bir kuvvetle çekilir. Böylece iç kısımdaki bir atoma etki eden bütün kuvvetler dengede olur ve atomlar arası mesafe sabit kalır. Ancak bu durum maddenin yüzeyinde değişir. Yüzeydeki bir atoma içerideki atomlar tarafından uygulanan çekme kuvveti, yüzey üzerindeki gaz ortamın atomları tarafından dengelenemez. Bunun sonucunda yüzeydeki atomlarla içerideki komşu atomlar arasındaki mesafe azalır ve dengelenmemiş kuvvetlerden doğan bir enerji fazlalığı ortaya çıkar. Diğer bir ifadeyle atomlar etrafındaki doymamış bağlar yüzey enerjisine neden olurlar. Dolayısıyla katı ve sıvıların yüzeyindeki atomlar iç kısımdaki atomlardan daha fazla enerjiye (yüzey enerjisi) sahiptir. Yüzey atomlarının sahip olduğu bu enerji fazlalığı yüzey gerilimi (surface tension) denilen bir olayı meydana getirir ve bu gerilme, dengelenmemiş kuvvetlerin bileşkesine eşittir.^{1,11,68}

Yüzey gerilimi ile ilgili değerler CGS sisteminde dyn/cm ya da erg/cm^2 cinsindedir. Yüzey gerilimi terimi, bir gaz ve likit yüzeyi arasında oluşan gerilimi belirtmek amacı ile kullanılır. Yüzeyler arası gerilim (interfacial tension) ise sıvı/sıvı sınırı boyunca oluşan güçleri tanımlar.⁶⁹

Sıvı yüzeyindeki herhangi bir moleküle etkiyen kuvvetlerin bileşkesi içeri doğrudur. Yüzeydeki moleküllerin bu şekilde içeriye doğru uygulanan bir kuvvete maruz kalmasıyla sıvının yüzeyi mümkün olduğunca küçülür. Yüzey-hacim oranının en küçük olduğu şekil küre olduğu için sıvı tanecikleri küre şeklinde olmaya eğilimlidir.⁷⁰

Bir sabun filminin büzülmesi veya bir sıvı damlasının küresel yapı kazanmasındaki amaç; oluşan yüzey alanını en aza indirerek, mümkün olan en düşük enerjiye sahip olmaktır.⁷¹ Tabiatta tüm maddeler daha düşük enerjiye ulaşma eğilimindedir. Madde uygun şartları bulduğu zaman mutlaka enerjisini azaltır.

Yüzey gerilimi, sıvı moleküllerini bir arada tutan kuvvetler olarak da düşünülebilir. Molekül içinde polar grupların oranı ne kadar fazlaysa, bu gruplar arasındaki çekim kuvveti de o kadar güçlüdür. Bu kuvvetin fazla olması yüzey geriliminin güçlü olmasına, bu durum da yüzey yayılımı göstermeyen daha pürüzsüz, düzgün damlacıkların oluşmasına neden olur. Suyun yüzey geriliminin yüksek olmasının sebebi, su moleküllerinin içindeki -OH grupları oranının fazla olmasıdır.

2.6.1.Temas Açısı

Bir sıvı damlasının katı bir yüzey ile olan ilişkisi temas açısı olarak tanımlanır. Sıvı damlası katı bir yüzey ile temas ettiğinde denge formuna ulaşır ve damlanın katı yüzey ile temas halinde olduğu bölgede bir açı oluşur. Temas açısı veya kontak açısı (θ), katı yüzey üzerinde sıvı, katı ve üçüncü bir ortamı oluşturan gazın (hava) birleşim noktasından, sıvı damlasının yüzeyde oluşturduğu küresel şekle teğet çizilen çizginin, katı yüzeyle oluşturduğu açıdır.^{12,72}

Aının büyüklüğü, sıvının kendi molekülleri arasındaki çekim kuvvetleri (kohezyon kuvvetleri) ile sıvı-katı arasındaki çekim kuvvetlerinin (adezyon kuvvetleri) göreceli büyüklüğüne bağlıdır. Kohezyon kuvvetleri, adezyon kuvvetlerinden ne kadar büyük olursa, sıvı- katı arasındaki temas açısı da o kadar büyük olur. Diğer bir ifade ile büyük bir temas açısı sıvı-katı çekim kuvvetlerinin az, küçük bir temas açısı ise bu kuvvetlerin büyük olduğunu gösterir. Ayrıca temas açısının büyüklüğü, katı yüzeyin düzlüğü, temizliği ve sıvının saflık derecesine de bağlıdır.

Temas açısı, sıvının katı yüzey üzerinde ilerlemesi veya daha önce ıslanmış yüzeyden uzaklaşmasına göre, ilerleyen veya gerileyen temas açısı olarak ikiye ayrılır. İlerleyen temas açısı, termodinamik olarak stabil bir damlanın merkezinden sıvı çekilmesi veya eklenmesine neden olur. Bu durum, damlanın hacmini ve iç basıncını artırır ve sıvı-katı temas yüzeyinde (katı, sıvı, hava ara yüzeyi) artan bir stres oluşturur. Damlacığın temas açısının değeri, damlacık yüzeye tam olarak yayıldığı ana kadar maksimum değere ulaşır. Bu durumda ölçülen temas açısına ilerleyen temas açısı adı verilir. Damlanın yayılması, temas çizgisindeki sürtünme kuvvetinin kritik bir değeri aşmasına bağlıdır. Damlanın merkezinden sıvının geri çekilmesi ile temas açısı, kontak çizgisi tekrar oluşuncaya kadar minimum değere iner ve bu durumda ölçülen temas açısına gerileyen temas açısı adı verilir.⁷² (Şekil 2.5) Katı bir yüzey üzerine, yüzey enerjisi bilinen bir sıvı yerleştiğinde oluşan açının bilinmesi, aynı zamanda katı yüzeyin enerjisinin hesaplanabilmesini sağlar. Bu hesaplama Young denklemi ile yapılır.

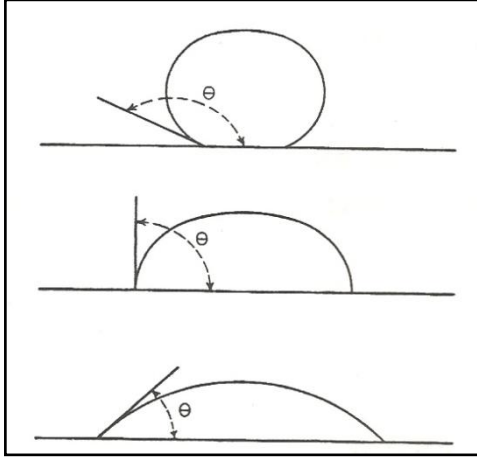
Young Denklemi:

$$\gamma_S \cos \theta = \gamma_K - \gamma_{KS}$$

γ_S = Sıvının yüzey enerjisi

γ_K = Katının yüzey enerjisi

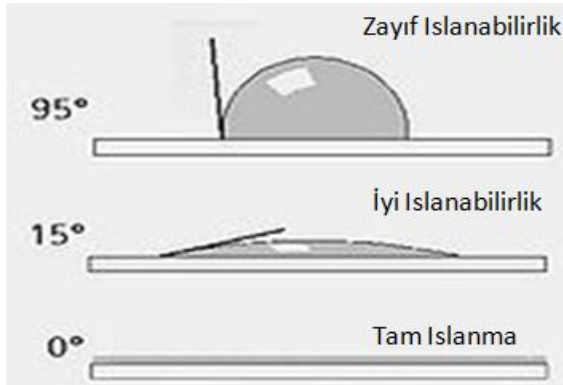
γ_{KS} = Katı-sıvı yüzeyler arası gerilim



Şekil 2.5. Temas açısı⁷³

2.6.2. İslanabilirlik

Bir sıvı damlasının katı yüzey üzerinde yayılma derecesi, ıslanabilirlik olarak adlandırılır. Sıvı yüzeyinin, sıvı ile katıyı ayıran yüzey ile oluşturduğu açı olarak ifade edilen temas açısı ıslanabilirlik derecesinin ölçülmesinde kullanılmaktadır. 0° temas açısı tam ıslanmayı ifade ederken, düşük değerler iyi ıslanabilirliği, 90° üzerindeki değerler ise zayıf ıslanabilirliği ifade etmektedir. (Şekil 2.6) Hidrofobik materyaller su ile yüksek temas açısı göstermektedir.¹¹ İslanabilirlik ölçümlerinde önemli olan diğer faktörler; yüzey şekli, ortam sıcaklığı, yüzey kontaminasyonu, yüzeyin kimyasal ve fiziksel özellikleri, sıvının viskozitesi ve kimyasal uygunluğudur.



Şekil 2.6. Temas açısı ve ıslanabilirlik ilişkisi

2.6.3.Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi

Yüzey gerilimi veya enerjisinin sayısal olarak belirlenebilmesi bir yüzeyin tanımlanabilmesinde önemlidir. Bu gerilimin ölçülme yöntemleri, sıvı ve katılarda farklılık göstermektedir. Sıvıların yüzey enerjisinin ölçümü, katıların yüzey enerjilerinin ölçümünde bize yardımcı olmaktadır. Bu nedenle, katı maddelerin yüzey enerjisinin belirlenebilmesi için önce sıvı maddelerin yüzey enerjisinin incelenmesi gerekmektedir.

2.6.3.1. Sıvılarda Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi

Sıvılarda yüzey enerjisi sıvıların statik ve dinamik durumlarına göre iki farklı şekilde ortaya çıkar ve ölçülür. Bir sıvının yüzey enerjisi, sıvı-hava ara yüzeyindeki moleküllerin enerjileri ile belirlenir. Sıvılarda statik veya dinamik olarak yüzey enerjisi ya tek başına duran bir sıvının yüzeyinde ya da temas halindeki iki sıvı yüzeyinde bir gerilim yaratılarak ölçülür. Gerilim yaratmak için uygulanan maksimum basınç direk olarak yüzey enerjisi ile ilişkilidir. Maksimum basınç değerinin bulunması ile sıvının yüzey enerjisi çeşitli hesaplamalar ile ortaya konulur. Statik durumdaki sıvılarda yüzeyler veya ara yüzeyler denge halindedir ve bu durum sıvının yapısına bağlıdır. Genelde saf sıvılar çok çabuk dengeye ulaşırken, solüsyonlar için bu süre bazen dakikaları bulacak kadar uzun olabilir. Statik ölçümler dengede olan yüzey veya ara yüzeyler için kullanılır.⁷⁴

2.6.3.2. Katılarda Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi

Katıların yüzey enerjisinin ölçümünde sıvılardaki gibi direkt bir yöntem yoktur. Bu yüzden katıların yüzey enerjisi dolaylı olarak ölçülür. Gözenekli katıların temas açısı ölçümünde ise Washburn yöntemi, gözeneksiz katıların temas açısı ölçümünde ise optik teleskop (goniyometre) ve tensiyometre yöntemi kullanılabilir. Sessile drop yöntemi (durağan damla yöntemi) ve yakalanmış kabarcık yöntemleri, optik teleskop yöntemlerinden olup, sıklıkla kullanılmaktadır.

1.Sessile Drop Yöntemi (Durağan Damla Yöntemi)

Katılarda yüzey enerjisinin ölçülmesinde kullanılan bir yöntemdir. Uygulaması kolay olmasına rağmen ortam şartlarından kolaylıkla etkilenmektedir. Dental elastomerlerin ıslanabilirlik özelliklerinin belirlenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır.^{12,37,75}

Bu yöntemde belirli hacimdeki su damlası katı yüzey üzerine yerleştirilerek, yüzey ile damlacık arasındaki temas açısı ölçülür. Temas açısı (Θ), katı yüzey üzerinde sıvı, katı ve üçüncü bir ortamı oluşturan gazın (hava) birleşim noktasından sıvının yüzeyde oluşturduğu küresel şekle çizilen teğetin katı yüzeyle oluşturduğu açıdır. 0° temas açısı tam ıslanmayı, düşük değerler iyi ıslanabilirliği, 90° üzerindeki değerler ise zayıf ıslanabilirliği ifade etmektedir. Hidrofobik materyaller su ile yüksek temas açısı göstermektedir.¹¹ Bu yöntemle temas açısını değeri direkt olarak oluşan kabarcık ve katı-hava ara yüzeyinden ölçülebileceği gibi, hacmi $1\mu\text{l}$ 'den küçük olan sıvılar için damlacığın yükseklik ve çapı kullanılarak hesaplanabilir.

2.Yakalanmış Kabarcık Yöntemi

Yakalanmış kabarcık yöntemi katıların yüzey enerjisinin ölçülmesinde kullanılan diğer bir yöntemdir. Ölçüm boyunca yüzey ıslak kalmalıdır. Sıvı içerisine tüm yüzeyi kaplayacak şekilde daldırılan katı yüzeye, bir pipet yardımı ile hava kabarcığı gönderilir. Hava kabarcığının yüzey ile olan temas açısı ölçülerek yüzeyin ıslanabilirlik derecesi belirlenir. Sessile damlacık yönteminden farklı olarak, hava kabarcığının uzaklaşıp daha belirgin bir hal alması ve dolayısıyla temas açısının artması ıslanabilirlikteki artışın göstergesidir. Bu değişim, yüksek ıslanabilirliğe sahip bir yüzey için, daha hidrofobik yapı gösteren hava fazının su tarafından uzaklaştırılması ile kabarcığın yüzeyden itilip küresel bir şekil alması şeklinde basitçe özetlenebilir.

2.7.Pulpal Basınç

Mine-dentin birleşiminden pulpaya kadar tüm dentin boyunca uzanan kanallara dentin tübüleri adı verilmektedir. Tübülerin sayı ve çapları dentinden pulpaya yaklaştıkça artmaktadır. Koronal dentinde tübülerin çapı 0,5-0,9 µm iken pulpada 2-3 µm'dir. Tübüller odontoblast uzantıları ve dentin sıvısı (plazma transudası) içermektedir.⁷⁶ Diğer bir ifade ile dentin, ortalama 1.0-2.5 µm çapında dentin tübül ağı ile sarılı, intrinsek neme sahip bir dokudur.²³ Pulpa basıncından kaynaklanan ve pulpadan mine-dentin sınırına doğru gözlenen daimi sıvı akışı dentin tübüleri aracılığı ile olmaktadır.⁷⁷ Diş preparasyonu sırasında mine ve dentin uzaklaştırıldığında dentinin dış örtücü tabakası ortadan kalkar, tübüller pulpadan yüzeye doğru uzanan sıvı dolu kanallar haline gelir.⁷⁷ Dentinal sıvı, intratübüler basınç, permeabilite ve preparasyon sonrasında oluşan smear tabakası sonucu dentin her zaman nemlidir.⁷⁸ Bu nedenle, in vitro koşullarda sürekli sıvı akışının oluşturulmasının, in vivo koşulların en yakın şekilde taklidini mümkün kılacağı ifade edilmiştir.^{23-25,79}

2.7.1.Pulpal Basınç Simülasyonu

Nem, elastomerik ölçü maddelerinin detay kopyalayabilme kabiliyetlerini etkileyebilmektedir. İn vitro test düzeneklerinde, distile suyun yüzeye damlatılması yada püskürtülmesi ile intraoral şartlar taklit edilmeye çalışılmıştır.^{10,19-21} Oysa in vivo koşullarda gözlenen sürekli sıvı akışı, pulpal basınç simülasyonu ile oluşturularak in vitro koşullarda da kesintisiz dentin nemi sağlanabilir.^{23-25,79,80}

Sauro ve arkadaşlarının uyguladıkları protokol şu şekildedir;

Yirmi ile kırk yaş aralığında olan, genç bireylerden çekilmiş molar dişler kullanılmıştır. Dişler bekleme süresinin bir aydan fazla olmaması şartıyla +4°C suda muhafaza edilmiştir. Kökler mine sement birleşiminin 1 mm apikalinden olacak şekilde uzaklaştırılmıştır. Okluzal mine, mine-sement birleşiminin 1.5 mm koronalinden dentin açığa çıkacak şekilde uzaklaştırılmıştır. Dentin yüzeyinde gerekli yüzey hazırlıkları yapılmıştır. Pulpal doku pulpa tavanına zarar

vermeden uzaklaştırılmıştır. Kumpas ile 0,7-0,8 mm aralığında dentin kalınlığı ölçümü yapılmıştır. Boyutları 2cm×2cm×2cm olan pleksiglas platformun içerisinden 18 gauge paslanmaz çelik tüp geçirilmiştir. Hazırlanan diş kesitleri siyanoakrilat adeziv kullanılarak pleksiglas platformuna yapıştırılmıştır. Örnekler 20 cm su basınçlı hidrolik basınç aletine bağlanmıştır.²⁴

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Elastomerik ölçü maddelerinin nem varlığında detay kopyalama kabiliyetlerinin değerlendirildiği çalışma iki bölümde gerçekleştirilmiştir. İlk bölümde elastomerik ölçü maddelerinin polimerizasyon boyunca ve polimerizasyon sonrasında temas açısı ölçümleri yapılmıştır. İkinci bölüm sırasıyla doğal dişlerin toplanması, dişlerin hazırlanması, ölçü maddeleri ile negatif replikaların hazırlanması, model materyali ile pozitif replikaların hazırlanması, elde edilen yüzeylerde taramalı elektron mikroskobu SEM, AFM ve 3D optik profilometre incelemelerinin yapılması aşamalarıyla gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada dentin yüzeyi, ölçü ve model hazırlıkları Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kliniğinde yapılmıştır. Temas açısı ölçümleri Bilkent Üniversitesi UNAM laboratuvarında yapılmıştır. SEM incelemesi Ortadoğu Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümünde ve Bilkent Üniversitesi UNAM laboratuvarında, AFM incelemesi Ortadoğu Teknik Üniversitesi Kimya Mühendisliği bölümünde, optik profilometre incelemesi Zygo Corporation (Chicago, ABD) laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Islanabilirlik

Çalışmamızda light body viskozitesinde 4 ölçü maddesinin temas açısı değerlerinin zamana bağlı değişimi, polimerizasyon boyunca ve polimerizasyon sonrasında incelenmiştir. Değerlendirilen ölçü maddelerinin genel özellikleri, üretici firmaları ve kullanılan kısaltmalar Tablo 3.1.'de belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan ölçü maddeleri

Ölçü Materyali	Kısaltma	Polimer Tipi	Üretici Firma
Impregum Garant L DuoSoft	IGL	Polieter	3M ESPE AG, Seefeld, Almanya
Panasil İnitil Contact Light	PIC	PVS	Kettenbach GmbH &Co. KG Eschenburg, Almanya
Panasil Contact Plus	PCP	PVS	Kettenbach GmbH &Co. KG Eschenburg, Almanya
Panasil Contact Plus Süfaktansız Deney Materyali	PCNS*	PVS	Kettenbach GmbH &Co. KG Eschenburg, Almanya

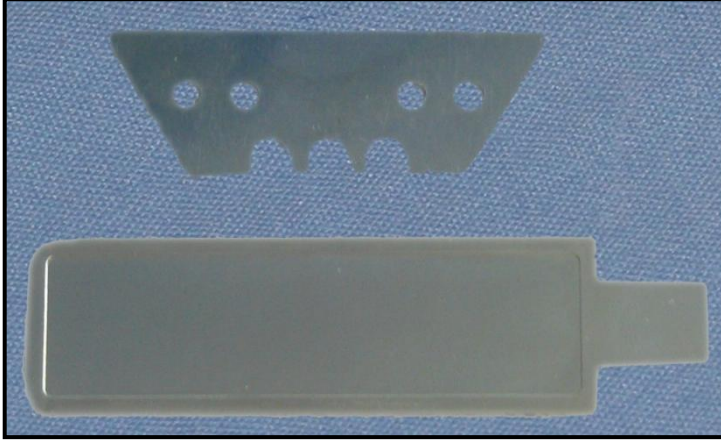
*Kettenbach firması tarafından çalışma için özel olarak üretilmiş, Panasil Contact Plus yapısında olan ancak süfaktan içermeyen ölçü materyali

3.1.1. Polimerizasyon Boyunca Islanabilirlik

3.1.1.1. Örnek Hazırlama

Çalışmamızda değerlendirilen 4 farklı ölçü maddesinin her birinden 8 adet olmak üzere, toplam 32 adet ölçü örnek hazırlanmıştır. İki pat halinde bulunan ölçü maddelerinin homojen karışımını oluşturabilmek için kartuşlu tabanca sistemi kullanılmıştır. Her bir örnek hazırlanırken, karışımın homojen olmayan 2 cm'lik ilk kısmı kullanılmamıştır.

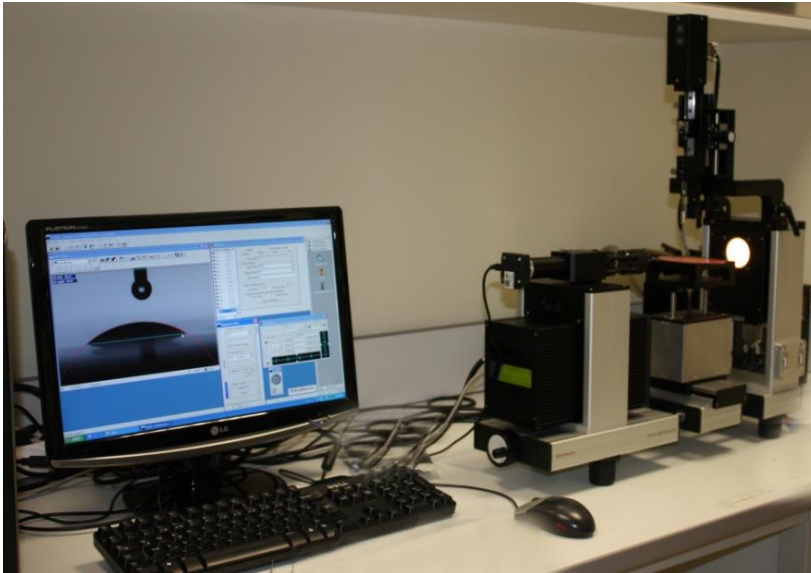
Ölçü maddesi kalınlığını standardize etmek amacıyla paslanmaz çelik bir kalıp kullanılmıştır. Üzerinde 50 µm derinliğinde bir girinti bulunan bu plaka şeklindeki kalıbın boyutları 62mmx20mmx3mm'dir. Ölçü maddesinin temiz bir şekilde çekilmesini sağlayan jilet ile düzgün bir yüzey oluşturulabilmektedir (Şekil 3.1). Bu kalıp sayesinde 50 µm standart kalınlıkta, düzgün yüzeyli örnekler hazırlanmıştır.



Şekil 3.1. Standart kalınlıkta ölçü hazırlamak amacıyla kullanılan metal kalıp ve düzeltici metal plaka

3.1.1.2. Polimerizasyon Boyunca Islanabilirlik Ölçümleri

Çalışmamızda incelenen 4 farklı ölçü maddesinden, her birinden 8'er adet olmak üzere toplam 32 adet ölçü örneğin polimerizasyon sırasında temas açısı ölçümleri, OCA 30 (Data Physics Instruments GmbH, Filderstadt, Almanya) temas açısı ölçüm cihazı ile yapılmıştır. Cihaz sessile drop tekniği ile temas açısı ölçümü yapmaktadır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Temas açısı ölçüm cihazı

Nem ve sıcaklığın ölçümler üzerinde yapacağı etkileri standardize etmek amacıyla, ortam koşulları %40 nemlilikte ve $20\pm1^{\circ}\text{C}$ sıcaklıkta sabitlenmiştir. Ölçü örnek ölçüm tablasına yerleştirildikten sonra, dijital video kamera örnek yüzeyi üzerine odaklanmıştır. Yazılım istenilen miktarda test sıvısının örnek üzerine damlatılmasına olanak sağlamaktadır. Çalışmamızda test sıvısı olarak seçilen distile su, 4µl standart miktarda kullanılmıştır. Temas açısı ölçüm değeri, damlacığın sağ ve sol temas açılarının dijital görüntü üzerinden ayrı ayrı hesaplanıp aritmetik ortalamalarının alınması ile belirlenmektedir.

Damlanın yüzeye temasını takiben temas açısındaki değişiklerin zamana bağlı olarak değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Polimerizasyon boyunca temas açısı ölçümü sırasında ilk ölçüm zamanını belirlemek amacı ile deneyimli bir klinisyenin yine deneyimli bir dental hemşirenin asistesinde tam ark ölçü alması sırasında ihtiyaç duyduğu süre uygulamalı olarak hesaplanmış ve 25 saniye (sn) olarak tespit edilmiştir. Toplam ölçüm süresi ise, damlanın örnek yüzeyine temas ettiği andan itibaren 135 sn'dir.

Polimerizasyon boyunca ve polimerizasyon sonrasında aynı olan 0. sn, 5.sn, 10. sn, 20. sn, 30. sn, 40. sn, 60. sn ve 135. sn'ler ölçüm noktaları olarak belirlenmiştir..

Kullanılan yazılım sayesinde ölçüm, su damlası yüzeye temas etmeden başlatılmıştır. Böylece damlanın yüzeye ilk temas ettiği anki değer, 0. sn değeri olarak ölçülebilmektedir. Mondon ve Ziegler²⁶ temas açısı değerlerindeki önemli değişikliklerin ölçüm anından itibaren ilk 40 sn'lik zaman diliminde olduğunu bildirmektedir. Bu değer çalışmamızda karıştırma sonrası ilk ölçüm zamanlarının farklı olması nedeniyle çalışmamızda 65. sn'ye eş gelmektedir. Bu nedenle istatistiksel değerlendirme yapılırken 0. sn başlangıç zamanı ile 65. sn zaman dilimi arasında daha fazla zaman noktası değerlendirilmiştir. German ve arkadaşları³⁸ elastomerik ölçü maddelerinin viskozitelerinde ilk artışın 90. sn'de gözlemlendiğini bildirmiştir. İki çalışma arasında gözlenen ilk ölçüm zamanları arasındaki fark göz önüne alınırsa bu zaman bizim çalışmamızda 125. sn'ye denk gelmektedir. Bu süre 10 sn daha uzun tutularak toplam ölçüm zamanı 135 sn olarak belirlenmiştir.

3.1.2. Polimerizasyon Sonrasında Islanabilirlik

3.1.2.1. Örnek Hazırlama

Değerlendirilen 4 ölçü maddesinin her birinden 8 adet olmak üzere, toplam 32 adet ölçü örnek hazırlanmıştır. İki pat halinde bulunan ölçü maddelerinin homojen karışımını oluşturabilmek için kartuşlu tabanca sistemi kullanılmıştır. Her bir örnek hazırlanırken, karışımın homojen olmayan 2 cm'lik ilk kısmı kullanılmamıştır.

Karıştırılan ölçü maddesi 10 cm×8 cm boyutlarında bir cam levha üzerine yerleştirilmiştir. Cam yüzeyler her bir örnek hazırlanırken önce likit deterjan ile, ardından etil alkol emdirilmiş kağıt peçete ile temizlenmiş ve takiben yine tek kullanımlık kağıt peçete ile kurutulmuştur. Ölçü maddesi üzerine aynı boyutta ikinci bir cam levha yerleştirildikten sonra polimerizasyon boyunca iki camın üzerine 1 kg'lık sabit yük uygulanmıştır. Bu sayede örneklerin standart kalınlıkta hazırlanması amaçlanmıştır. Örnekler yüzey kontaminasyonunu önlemek amacıyla temas açısı ölçümlerine kadar alüminyum folyolara sarılarak muhafaza edilmiştir.

3.1.2.2. Polimerizasyon Sonrasında Islanabilirlik Ölçümleri

Çalışmamızda değerlendirilen 4 farklı ölçü maddesinin her birinden 8 adet olmak üzere, toplam 32 adet ölçü yüzeyinin polimerizasyon sırasında temas açısı ölçümleri yapılmıştır. Polimerizasyon sonrasında ıslanabilirlik ölçümlerinde kullanılan ölçüm cihazı, testlerin yapıldığı ortam şartları, kullanılan test sıvısı ve miktarı, istatistiksel değerlendirme yapılan zamanlar, polimerizasyon boyunca ıslanabilirlik ölçümleri ile aynıdır.

Damlanın yüzeye temasını takiben temas açısındaki değişiklikleri zamana bağlı olarak değerlendirmek amaçlanmaktadır. Ölçüme, 0. sn'de başlanmış 135 sn boyunca devam edilmiştir. Belirlenen 8 zaman noktasındaki veriler istatistiksel değerlendirmeye alınmıştır. Polimerizasyon boyunca yapılan temas açısı ölçümlerinde istatistiksel değerlendirme yapılan noktalarla aynı olan bu noktalar, 0. sn, 5.sn, 10. sn, 20. sn, 30. sn, 40. sn, 60. sn ve 135. sn'lerdir.

Chai ve Yeung⁷² yaptıkları pilot çalışmada 30 sn zaman aralığında temas açısı büyüklüğünün termodinamik dengeye çok yakın olduğunu ve bu zaman diliminde alçı karışımının halen müdahale edilebilir kıvamda olduğunu bildirmektedir. Bu nedenle 30. sn zaman istatistiksel değerlendirmeye alınan zaman noktalarındandır.

3.2. Detay Kopyalama

3.2.1. Örnek Hazırlama

3.2.1.1. Doğal Dişlerin Toplanması

Çalışmada, 16-35 yaş arası bireylerden çekilen, üzerinde herhangi bir defekt görülmeyen, çürük lezyonu ve restorasyon bulunmayan, benzer boyutlarda 186 adet büyük azı dişi kullanılmıştır. Dişler, üzerlerindeki birikintiler temizlendikten sonra distile su içerisinde +4°C sıcaklığında muhafaza edilmiştir.

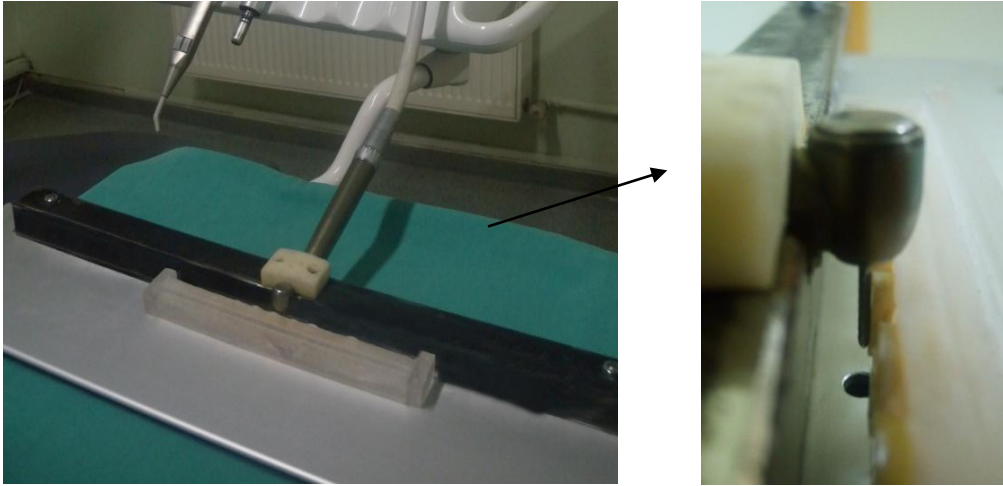
3.2.1.2. Dentin Örneklerin Hazırlanması

3.2.1.2.1. Optik Profilometre ve SEM Analizleri İçin Dentin Örneklerin Hazırlanması

170 dentin örnek optik profilometre, 8 dentin örnek SEM değerlendirmesi için hazırlanmıştır. Öncelikle dişlerin kökleri mine-sement birleşiminin 1 mm apikalinden olacak şekilde uzaklaştırılmıştır. Pulpal doku pulpa tavanına zarar vermeden temizlenmiştir. Okluzal mine aşındırması iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Birinci aşama el ile preparasyon aşamasıdır. Okluzal mine, mine sement birleşiminin 2,5 mm koronalinden dentin açığa çıkacak şekilde aşındırılmıştır. Preparasyon hava-su soğutması altında yüksek devirde coarse grit elmas frez (6856 L-016 Gebr. Brassler GmbH&Co. KG, Lemgo, Almanya) kullanılarak yapılmıştır. Her 3 örnek için yeni bir frez kullanılmıştır. El ile yapılan preparasyon bitiminde kumpas yardımıyla 1,7 - 1,8 mm aralığında dentin kalınlığı ölçülmüştür.

İkinci aşamada amaç standart dentin yüzeyi hazırlamaktır. Preparasyonlar aeratorun kendi ağırlığı ile çalıştığı, çalışma için özel olarak hazırlanmış düzeneğe yardımıyla tamamlanmıştır (Şekil 3.3). Tüm örneklerin pulpa odaları dentin tübüllerinin tıkanmaması amacıyla önce pamuk peletlerle ardından mum ile kapatılmıştır. Örnekler okluzal yüzeyleri 1 mm dışarıda kalacak şekilde akrilik rezin bloğa gömülmüştür. Blokların uç bölgelerinde preparasyonun tamamlandığını belirleyen rehber durdurucular bulunmaktadır. Her blokta 10 örnek bulunmaktadır. 1 mm standart dentin preparasyonu sabit kuvvet ve su soğutması altında 12 bıçaklı tugsten karbit bitirme frezi (H284 – 014 Gebr. Brassler GmbH & Co. KG, Lemgo, Almanya) ile yapılmıştır. Her 3 örnekte bir yeni frez kullanılmıştır. Preparasyon sonunda 0.7-0.8 mm okluzal dentin kalınlığı olan, standart yüzeyli örnekler oluşturulması amaçlanmıştır.

Preparasyonun ardından örnekler akrilik rezin bloktan, preparasyon yapılan yüzeylere zarar verilmeden uzaklaştırılmıştır. Örneklerin pulpa odaları X4 büyütme dental büyüteç (Orascope HiRes Loupes, ABD) altında değerlendirilmiş ve artık materyal kalmadığından emin olunmuştur.



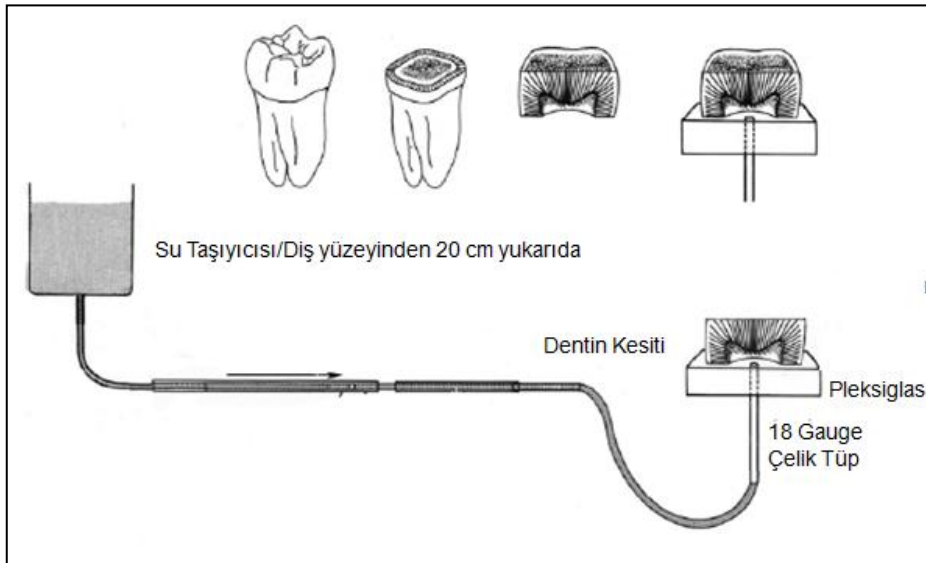
Şekil 3.3. Dentin yüzey preparasyonu

3.2.1.2.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu Değerlendirmesi İçin Dentin Örneklerin Hazırlanması

8 adet dentin örnek hazırlanmıştır. Dişlerin kökleri mine sement birleşiminin 1mm apikalinden olacak şekilde uzaklaştırılmıştır. Pulpal doku pulpa tavanına zarar vermeden temizlenmiştir. Dişler mine sement sınırının 1.5 mm koronalinden prepare edilerek dentin yüzeyi açığa çıkarılmıştır. Açığa çıkan koronal dentin yüzeyi 180 gridden başlayarak 1200 gride kadar aşındırılmıştır. Kumpas yardımıyla geride kalan dentin kalınlığının 0.7-0.8 mm olması sağlanmaya çalışılmıştır. Böylece AFM için hazırlanan örneklerin kullanılan tekniğe uygun olarak daha homojen pürüzlülük göstermesi amaçlanmıştır.

3.2.1.3. Pulpal Basınç Simülasyonu

0.7–0.8 mm kalınlığında, standart okluzal dentin yüzeyine sahip, kökleri mine-sement birleşiminin 1 mm apikalinden uzaklaştırılmış ve pulpa odası dikkatlice temizlenmiş örneklerin yarısına pulpal basınç simülasyonu uygulanmıştır. 2cm×2cm×2cm boyutlarındaki pleksiglas platformun içerisinden 18 gauge paslanmaz çelik tüp geçirilmiştir. Hazırlanan diş kesitleri, siyanoakrilat yapıştırıcı kullanılarak içerisinden çelik tüp geçirilen pleksiglas platformuna yapıştırılmıştır. Kullanılan yapıştırıcının pulpa odasına ulaşmamasına ve dolayısıyla dentin tübüllerini tıkamamasına özen gösterilmiştir. Paslanmaz çelik tüpün bir ucu pulpa odası ile temastayken diğer ucu hidrolik basınç düzeneğine bağlıdır. Dentin yüzey nemliliği örneklerin ortalama 10 dakika süresince 20 cm su basınçlı hidrolik basınç düzeneğine bağlanması ile oluşturulmuştur (Şekil 3.3).²⁴



Şekil 3.4. Pulpal basınç simülasyonu şeması

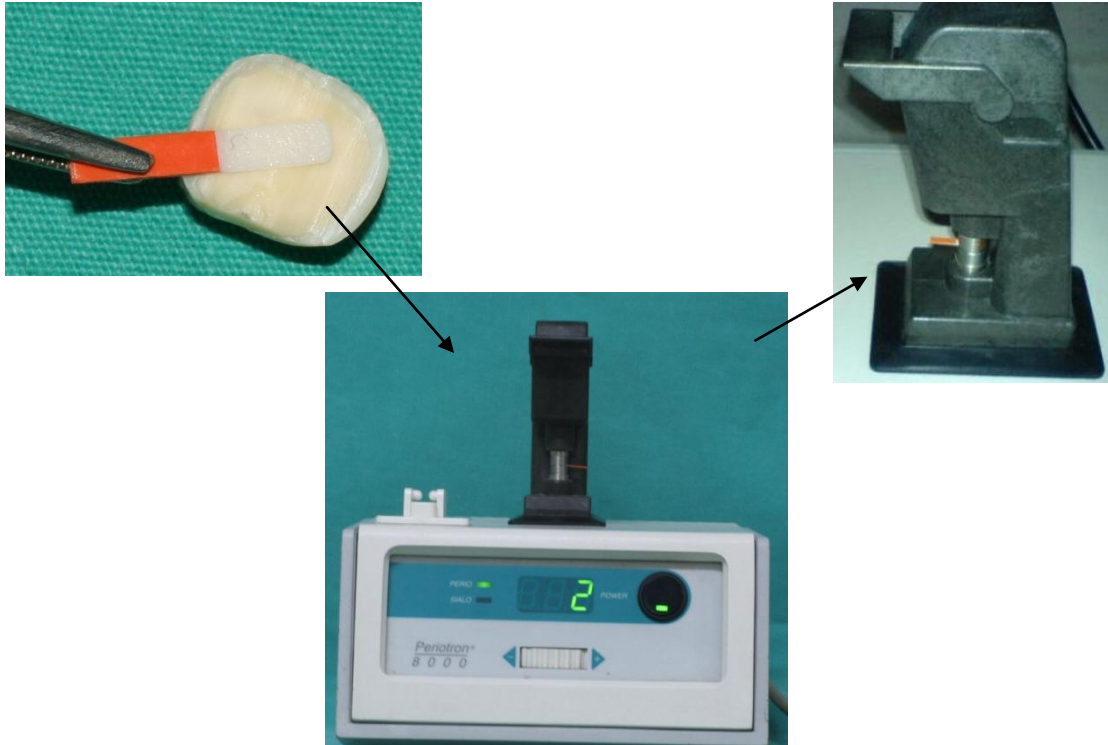
3.2.1.4. Ölçü Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan ölçü maddeleri Tablo 3.1.'de belirtilmiştir. Hazırlanan dentin örneklerden nemli ve kuru olmak üzere iki farklı durumda ölçü alınmıştır. Nem pulpal basıncı taklit edilerek oluşturulmuştur. Ölçü alımı sırasında örnekler 20 cm su basınçlı pulpal basınç simülasyonu düzeneğine bağlıdır (Şekil 3.3). Klinik şartların taklit edilmesi amacıyla, ölçü alımından hemen önce okluzal dentin yüzeylerine kısa süreli ve hafif hava spreyi uygulanmıştır.⁵⁰ Dentin örneklerin yüzey nemliliği kağıt şeritler kullanılarak Periotron 8000 (Oraflow Inc, Plainview, New York, ABD) ile ölçülmüştür (Şekil 3.5). Dentin yüzeyinin nemliliğinden emin olunmuştur. Tekrar 2 sn boyunca ortalama 20 cm uzaktan hava spreyi uygulanmış ve ölçü alınmıştır.

Kuru dentin yüzeyinden ölçü alımı öncesi, dentin örnekler 48 saat süresince sabit ortam koşulları %40 nemlilikte ve $20\pm 1^{\circ}\text{C}$ sıcaklıkta açık ortamda bekletilerek dişin nemini kaybetmesi amaçlanmıştır. Ölçü alımı öncesi dentin yüzeyler hava spreyi ile 2 saniye boyunca kurutulmuştur. Dentin örneklerin yüzeyi kağıt şeritler kullanılarak Periotron 8000 (Oraflow

Inc, Plainview, New York, ABD) ile ölçülmüştür. Dentin yüzeyinin kuruluşundan emin olunduktan sonra ölçü alma aşamasına geçilmiştir.

Periotron, submikrolitre sıvı hacimlerini ölçmek için tasarlanmış, kağıt şeritler aracılığı ile ölçüm yapan bir cihazdır. Kağıt şeritler, örnek üzerine uygulanmadan önce kalibrasyon amacıyla periotron cihazının çeneleri arasına yerleştirilmektedir. 0 µl nemlilik seviyesinde kalibre edilen bu şeritler test edilen yüzey üzerine uygulandıktan sonra tekrar periotronun çeneleri arasına yerleştirilerek ölçüm yapılmaktadır. Cianfar ve arkadaşları⁸¹ Periotron 8000'in etkinliğinin değerlendirildiği bir testte 0-1.0 µl sıvı miktarıyla yapılan ölçümlerde test edilen farklı sıvıların, periotron skorlamaları ile tespit edilebildiği bildirilmiştir. Ayrıca cihazın bir haftayı aşan bir sürede kalibrasyonunun korunduğu da belirtilmektedir. Bu nedenle ölçü alımı öncesi dentin yüzeylerin kuru ya da nemli olduğundan emin olabilmek amacıyla periotron cihazı kullanılmıştır.



Şekil 3.5. Periotron cihazı

Kuru ve nemli dentin yüzeylerinden ölçü alımı şu aşamalarla gerçekleştirilmiştir. Ölçü maddesi ile uyumlu kaşık adezivi üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde pleksiglas plakalara uygulanmıştır. Hazırlanan bu yüzeylere elle kullanılan kartuş sistemli otomatik karıştırıcı uç ile karıştırılan ölçü maddeleri yerleştirilmiştir. Karışımın homojen olması için ölçü maddesinin 2 cm'lik ilk kısmı kullanılmamıştır. Ölçü alımı sırasında pleksiglas yüzeylere hafif parmak basıncı uygulanmış ve ölçü maddesinin kendi ağırlığı ile polimerize olması beklenilmiştir. Ölçü materyali oda sıcaklığında polimerizasyonun tamamlanması için üretici firma tarafından önerilen sürenin iki katı polimerizasyona bırakılmıştır.⁸²

3.2.1.5. Alçı Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda Tablo 3.2.'de belirtilen 3 farklı marka Tip IV geliştirilmiş sert alçı, detay kopyalayabilme yetenekleri arasındaki olası farklılıkların değerlendirilmesi amacı ile pilot çalışmada karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir. Kullanılan tüm farklı marka alçılar üretici firma tarafından tavsiye edilen su toz oranlarında önerildiği üzere mekanik olarak vakumlu karıştırıcı (Mixing, Carlo De Giorgi, İtalya) ile 30 saniye süresince karıştırılmıştır. Üzerinde durdurucu olan pleksiglas plakalar alçı örneklerde kaide olarak kullanılmıştır. Tip IV geliştirilmiş sert alçılar vibratör (Shaker 2, Carlo De Giorgi, İtalya) üzerinde ölçü örneklere dökülerek alçı örnekler elde edilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmamızda kullanılan model materyalleri

Model Materyali	Marka	Üretici Firma
Tip IV geliştirilmiş sert alçı	Prostone 21	BPB Formula, Walkenried, Almanya
Tip IV geliştirilmiş sert alçı	Duralit S	Degussa AG, Geschäftsbereich Dental, Almanya
Tip IV geliştirilmiş sert alçı	Fujirock EP	GC, Leuven, Belçika
Poliürethan rezin	Alpha Die Top	Schütz Dental Group, Rosba, Almanya

3.2.1.6. Pilot Çalışma ve Değerlendirmesi

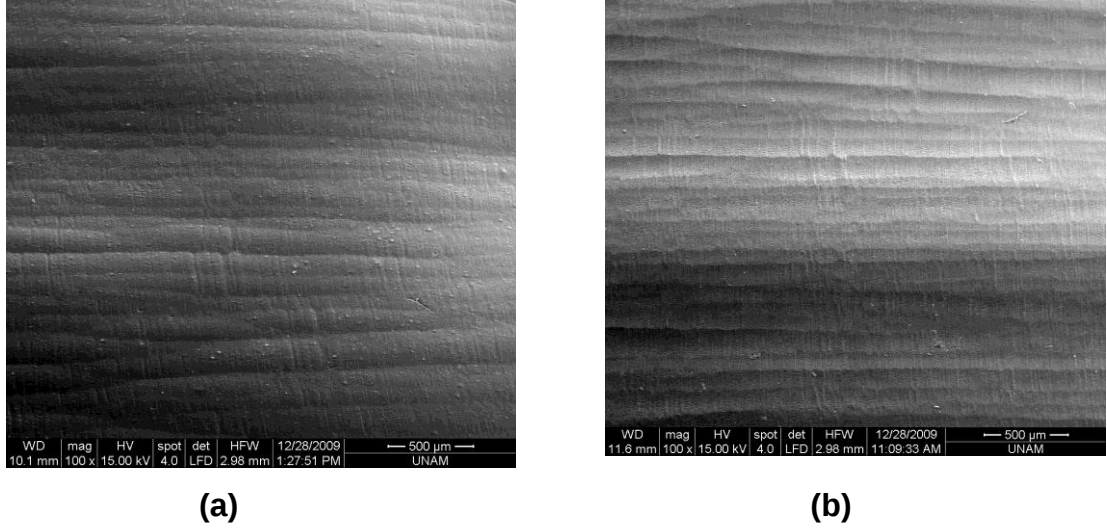
Derrien ve Le Menn³⁰ Tip IV geliştirilmiş sert alçı model materyalinin 20 µm'den daha küçük yüzey detayını kopyalayamadığını bildirirken, Duke ve arkadaşları⁴⁴ bu sınırın 17 µm olduğunu belirtmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda alçı model materyalinin detay kopyalama özelliğinin materyalin kristal boyutlarından etkilenebileceği ve farklı marka alçılar kullanılarak bir ön çalışma yapılmasının yararlı olabileceği düşünülmüştür.

Amacımız alçı model materyallerinin detay kopyalama kabiliyetini değerlendirmek olduğu için sadece bir ölçü maddesi kullanılarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Pratten ve Craig¹², Panichuttra ve arkadaşları¹³ ile Vassilakos ve arkadaşları¹⁴ polieter ölçü maddesi kullanılarak hazırlanan alçı örneklerin yüksek yüzey kalitesi gösterdiğini bildirmiştir. Bunun yanında bir çok araştırmacı da polieter ölçü maddesinin üstün detay kopyalama özelliği gösterdiğini belirtmektedir.^{19-21,38} Bu nedenle polieter ölçü maddesi kullanılmasının alçı model materyallerinin detay kopyalama özelliklerinin değerlendirilmesi için uygun olabileceği düşünülmüştür.

Kuru dentin yüzeyi referans yüzey olarak kullanılmıştır. Daha önceki bölümlerde anlatılan yöntemlerle dentin, ölçü ve model örnekler hazırlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan 3 farklı marka Tip IV dental alçı model materyalleri Tablo 3.2.'de belirtilmektedir. Bu farklı marka alçılar, laboratuvar uygulamalarında yaygın bir biçimde kullanılmaları nedeni ile tercih edilmiştir.

Hazırlanan dentin, ölçü ve alçı örneklere SEM incelemesi ve optik profilometre taraması yapılmıştır. Polieter ile kuru dentin yüzeyinden hazırlanan ölçü örneklerin dentin yüzeyinde bitirme frezi ile oluşturulan yüzey detayını kopyalayabildiği gözlenmiştir (Şekil 3.6). Ancak Tip IV geliştirilmiş sert alçı model materyallerinin SEM incelemesinde, materyallerin sadece kristal morfolojisi izlenebilmiştir. Materyalin kristal boyutlarının, taklit edilmesi beklenen dentin detayından daha büyük olması ya da kristallerin kare, dikdörtgen gibi köşeli formlarda olması nedenleriyle detayı kopyalayamadığı düşünülmektedir. Çalışmamızda kullanılan dental alçı materyallerinin

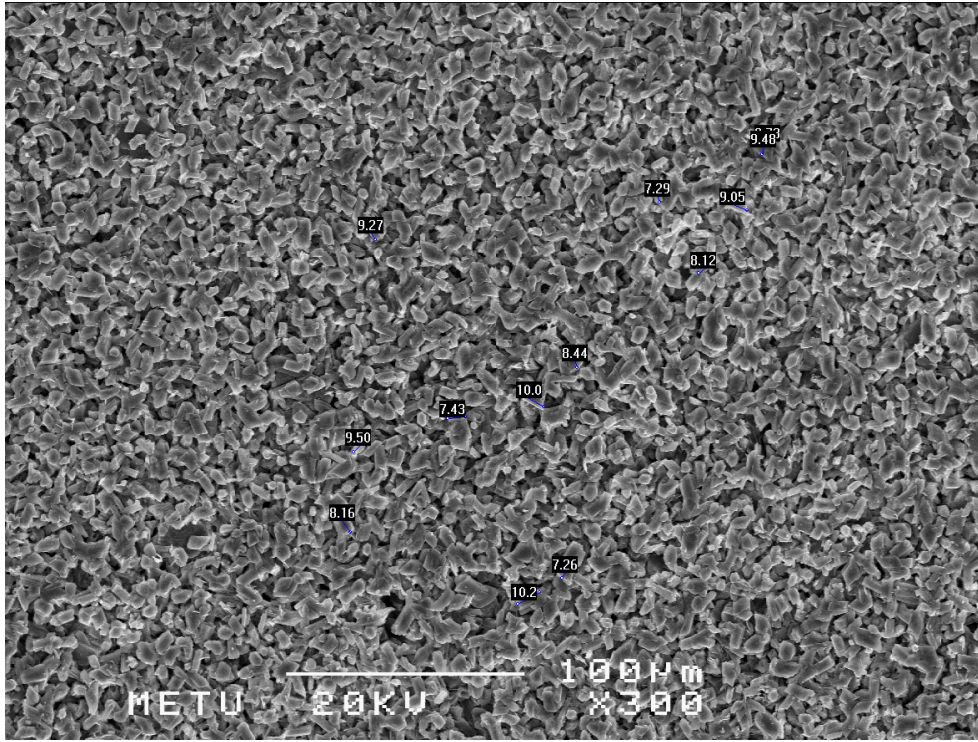
ortalama kristal boyutları SEM fotoğraflarında gösterilmektedir (Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9).



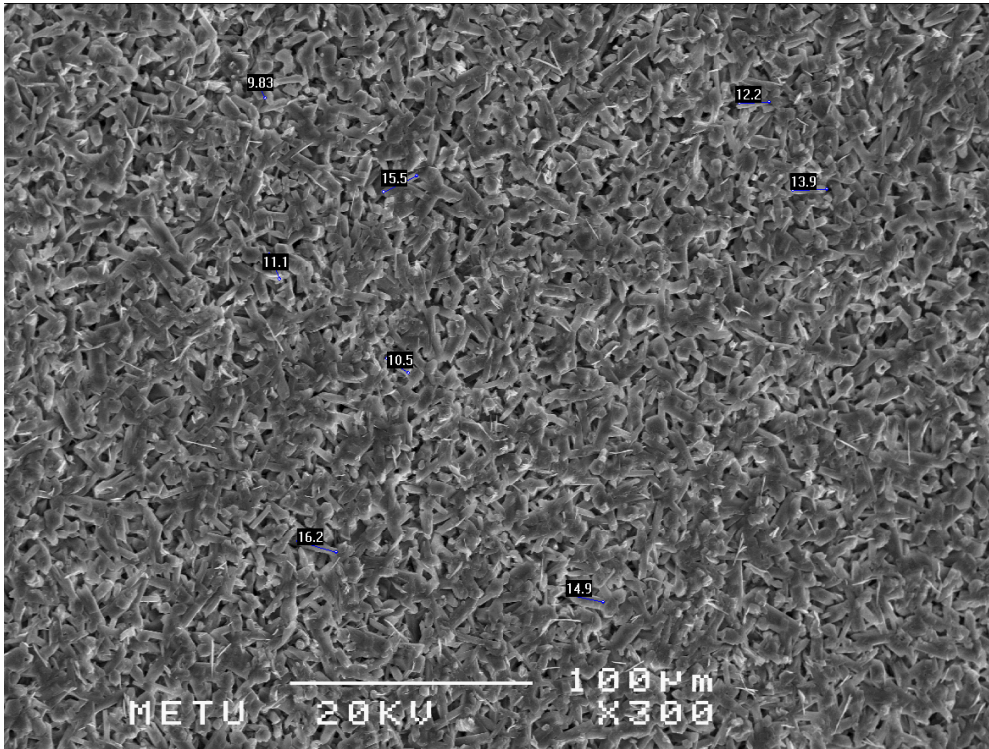
Şekil 3.6. Dentin yüzeyinin (a) ve kuru dentin yüzeyinden alınan IGL ölçü yüzeyin (b) SEM görüntüleri



Şekil 3.7. Prosthone 21, Tip IV geliştirilmiş sert alçı SEM fotoğrafı

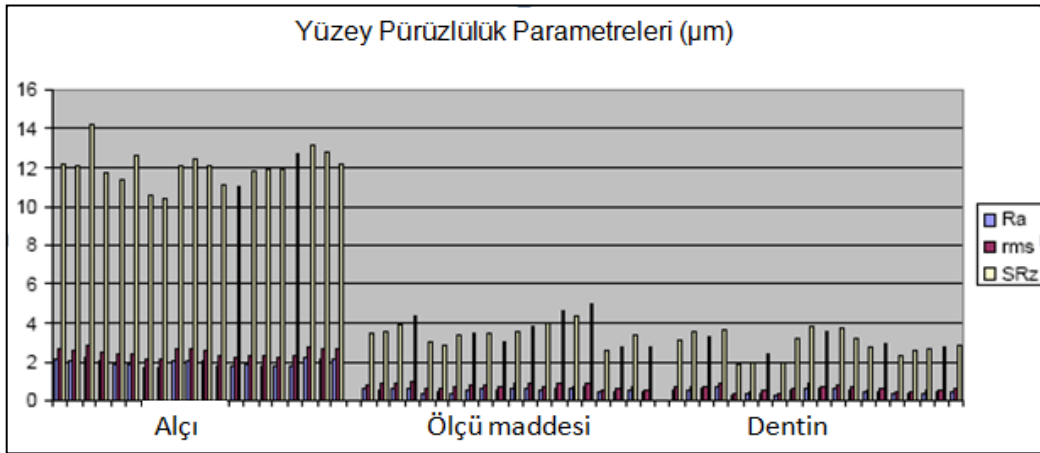


Şekil 3.8. Duralit S, Tip IV geliştirilmiş sert açı, SEM fotoğrafı

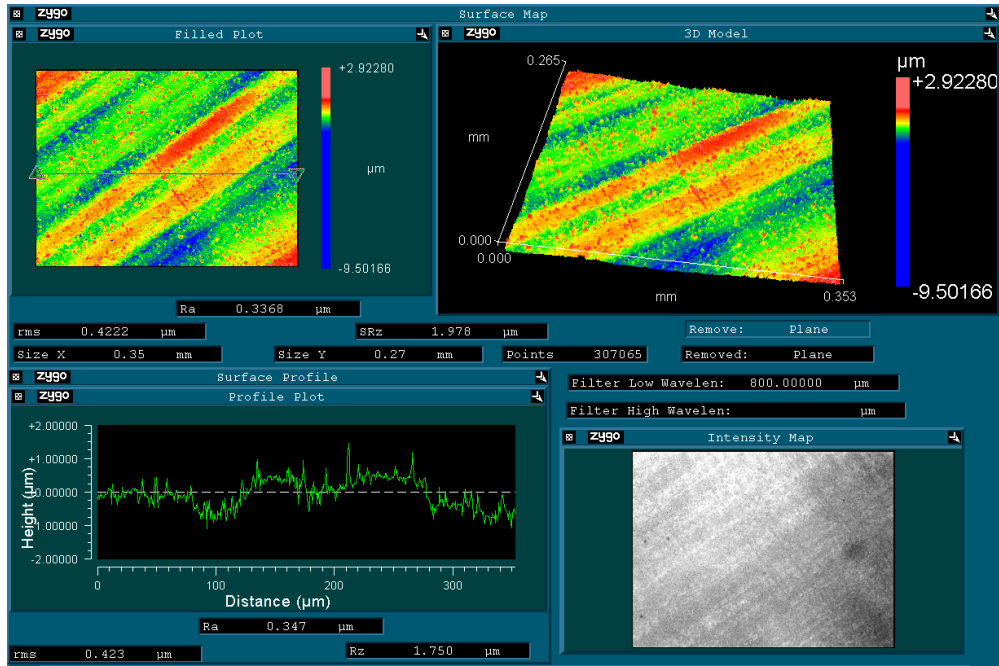


Şekil 3.9. Fujirock, Tip IV geliştirilmiş sert açı, SEM fotoğrafı

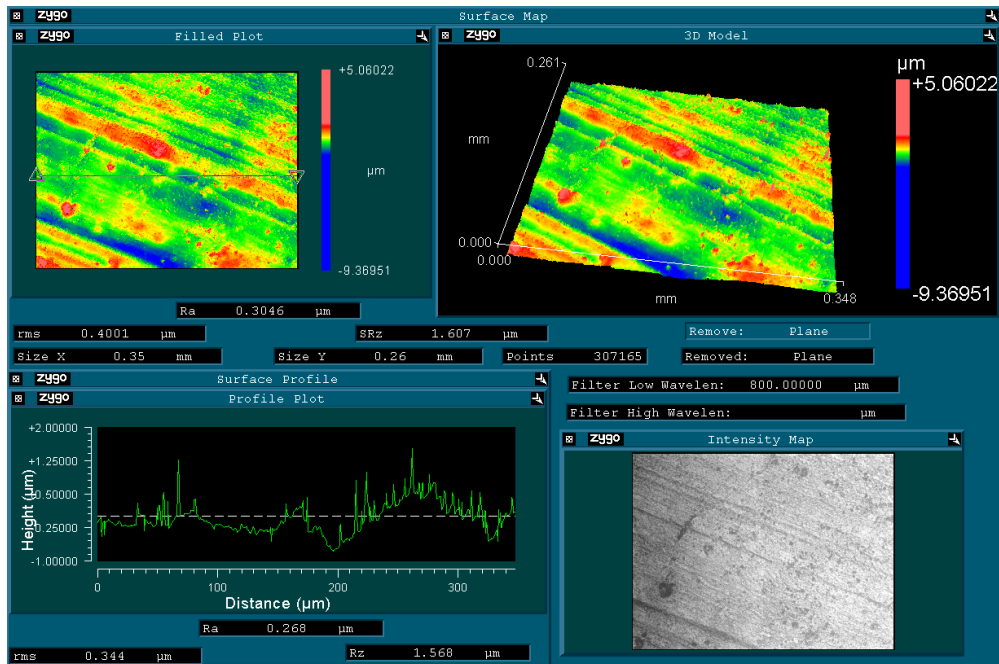
Optik profilometre analizinde dentin ve silikon örneklerin benzer pürüzlülük değerleri (R_a , rms SRz) gösterdiği, alçı örneklerin ise belirgin şekilde yüksek pürüzlülük değeri gösterdiği saptanmıştır. Bu yüksek pürüzlülük değerlerinin materyalin kendi yüzey pürüzlülüğü olduğu düşünülmüştür (Şekil 3.10). 3D interferogram görüntüleri de bu bulguları desteklemektedir. Dentin örneğin 3D interferogram görüntüsünde bitirme frezinin yüzeyde oluşturduğu vadi ve tepe oluşumları izlenebilmektedir (Şekil 3.11.). Ölçü örnek değerlendirildiğinde, dentin yüzeyinde oluşan bu yüzey karakteristiğini kopyalayabildiği görülmektedir (Şekil 3.12). Ancak alçı örneğin 3D görüntülerinde bitirme frezinin oluşturduğu izler takip edilememektedir (Şekil 3.13).



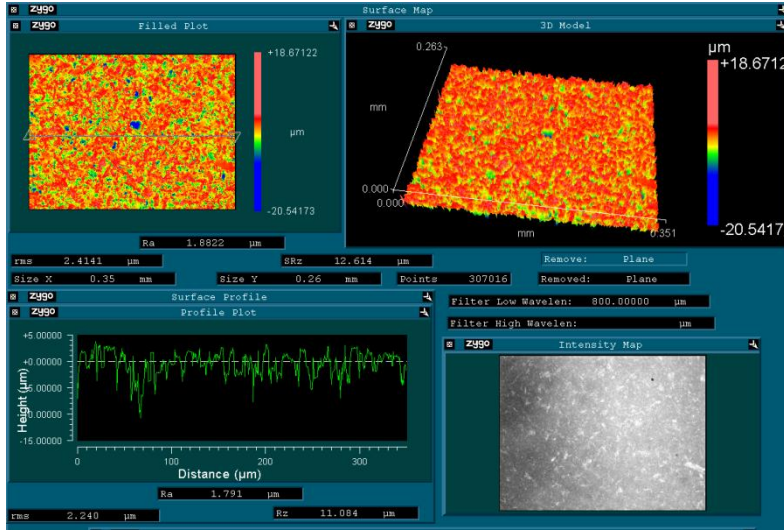
Şekil 3.10. Optik profilometre değerlendirmesi



Şekil 3.11. Dentin yüzeyin 3D interferogram görüntüsü

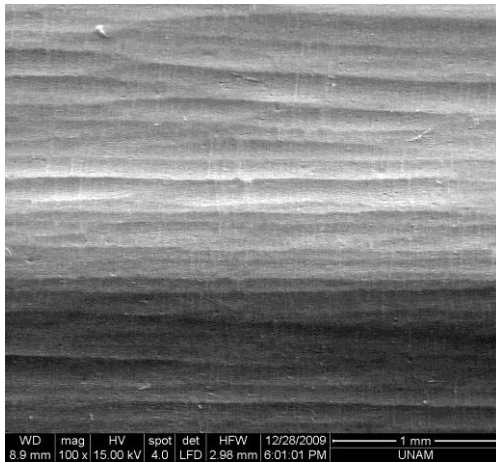


Şekil 3.12. IGL polieter ölçü örneğın 3D interferogram görüntüsü, referans yüzey: kuru dentin yüzeyi



Şekil 3.13. Alçı örneğin 3D inteferogram görüntüsü

Pilot çalışmanın sonunda alçı materyalinin bitirme frezi ile oluşturulan yüzey detayını kopyalayamadığı sonucuna ulaşılmıştır. Alternatif model materyalleri olan poliurethane rezin ve epoksi rezinin, 1-2µm boyutlarındaki yüzey detayını doğrulukla aktardığı bilinmektedir.^{30,44} Bu sebeple poliüretan rezinin kopyalanan detayı taklit etmekte daha başarılı olacağı düşünülmüştür. Bu amaçla hazırlanan SEM örneklerinden alınan resimler poliüretan rezinin kopyalama yeteneğinin Tip IV sert alçıya göre daha başarılı olacağı fikrini teyit etmiştir (Şekil 3.14.). Böylece çalışmamızda silikon yüzeylerin kopyalanması ve model materyali elde edilmesi amacı ile poliüretan rezin esaslı day materyali kullanılmıştır.



Şekil 3.14. Poliüretan rezin model materyali, SEM görüntüsü

3.2.1.7. Rezin Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda poliüretan rezin day materyali (Alpha Die Top, Schütz Dental Group, Almanya) kullanılmıştır. Rezin materyale kaide olarak etrafı durdurucularla çevrelenmiş pleksiglas plakaların kullanımı tercih edilmiştir. Materyal baz ve katalizör olarak likit formlarında bulunmaktadır. Alpha die top 5/1 baz katalizör oranlarında kullanılmaktadır. Materyal, üretici firma tarafından önerilen prosedüre uygun olarak özel karıştırma bardakları ve karıştırma çubukları kullanılarak hazırlanmıştır. 20° C ortam sıcaklığında uygun miktarda baz ve katalizör 30 sn karıştırılmıştır. Poliüretan day materyali vibratör üzerinde 2 dakika içerisinde örnek üzerine dökülmüştür. 1 saat içerisinde polimerizasyonları tamamlanan rezin örnekler ölçü maddelerinden ayrılmıştır.

3.2.3.Örneklerin İncelenmesi

3.2.3.1. Optik Profilometre İncelemesi

10 adet dentin, 80 adet ölçü ve 80 adet rezin olmak üzere toplam 170 adet örneğin yüzey pürüzlülük analizi, 3D yüzey profilometresi New View 7300 (Zygo Corporation, Chicago, ABD) ile yapılmıştır. Çalışmamızda kullanılan 'Zygo New View 7300' FDA yöntemini kullanarak üç boyutlu yüzey görüntüsü oluşturan taramalı beyaz ışık interferometresidir.

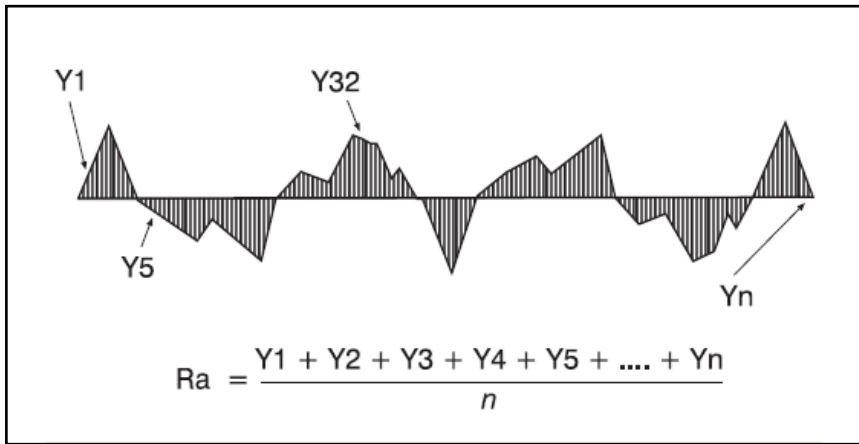
Cihazın çalışma prensipleri geçmişte doğru ve güvenilir olarak ispatlanan PSI metotlarının bir uzantısıdır. Ancak New View tarafından oluşturulan bu interferogramlar beyaz ışık kaynağı nedeniyle çok daha karmaşıktır. New Wiew metodunda kaynağın spektrum içerisindeki her bir renk ya da dalga boyu için faz aralığı oluşturmada 'Fourrier Analizi' kullanılmaktadır. Sonuç olarak elde edilen faz ölçümleri her bir dalga boyu içi farklı olacaktır. FDA tarafından bulunan fazların kısmi kombinasyonu yüzey yükseklik haritasını son derece ayrıntılı olarak tanımlayabilmektedir.

Kullanılan 3D optik profilometre sistemi hızlı ve temassız tarama özelliğine sahiptir. Derinlik çözümülemesi sub-nanometre seviyesindedir (0.1 nm). Lateral çözümülemesi yüksektir (>0.5 µm). Düz, pürüzlü ve seviyeli

yüzeyler için tek ölçüm modu vardır. Ayarlanabilir büyütme (1X-100X) ve ölçüm tablası (14mm×11mm-0.03mm×0.02mm) özellikleri mevcuttur.

Tüm ölçümlerde 20X büyütme ve 5 µm lateral çözümleme kullanılmıştır. Ölçüm alanı 0.35mm×0.2mm'dir. Her örnekten 4 ölçüm yapılarak, bir örnek için bu 4 değerin ortalaması alınmıştır. Görüntü analiz yazılımı (MetroPro; Zygo Corp) kullanılarak, Ra değeri hesaplanmıştır. Ra; yüzeyde oluşan girinti ve çıkıntıların alan bakımından eşitlendiği orta eksenin üstünde ve altında kalan alanların aritmetik ortalamasını veren çizgiler arası mesafedir (Şekil 2.1).⁶⁰ Ayrıca örneklerin 3D interferogramları kaydedilmiştir. Kaydedilen yüzey pürüzlülük parametresi Ra'nın denklemi ve hesaplama yöntemi aşağıda belirtilmektedir (Şekil 3.15).

$$Ra = \frac{1}{L} \int_0^L |z(x)| dx$$



Şekil 3.15. Ra parametresi ⁸³

3.2.3.2.Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi

8 adet dentin örneğe, bu örneklerden 4 farklı ölçü materyali kullanılarak kuru ve nemli şartlarda alınan 8 adet ölçü örneğe ve bu ölçü örneklerin pozitif replikası olan 8 adet rezin örneğe SEM incelemesi yapılmıştır. Tüm örnek yüzeyleri kaplama yapılmadan düşük vakum altında incelenmiştir. Kaplama yapılmaması taranan örneklerin bir sonraki aşama için de kullanılmasına imkan vermektedir. Dentin örnekler üzerinde oluşturulan 'V' formundaki işaret sayesinde dentin, ölçü ve rezin yüzeylerde aynı alanların taranması amaçlanmıştır.

SEM incelemesi Bilkent Üniversitesi UNAM laboratuvarında bulunan Quanto 200 F (FEI Company, Eindhoven, Hollanda) SEM cihazında incelenmiş (Şekil 3.16) ve 100X büyütmede SEM fotoğrafları alınmıştır.



Şekil 3.16. Taramalı elektron mikroskobu

3.2.3.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu İncelemesi

Çalışmamızda, 8 adet dentin, 8 adet ölçü ve 8 adet rezin olmak üzere toplam 24 adet örneğin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, Orta Doğu teknik Üniversitesi Kimya Mühendisliği laboratuvarında bulunan Nanosurf Easyscan AFM cihazı (Direct Industry, Liestal, İsviçre) (Şekil 3.17) ile hava ortamında yapılmıştır. Örneklerin tarama öncesi özel hazırlıkları gerekmemektedir.

Kalibrasyon yapıldıktan sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gerçekleştirilmiştir. $2 \times 450 \times 50 \mu\text{m}$ boyutlarında Al kaplamalı piramidal silikon uç (Pointprobe - Silicon Spm-Sensor, Contr-10) kullanılmıştır. Yüzey ölçümleri 1 Hz tarama hızında gerçekleştirilmiş, titreşim frekansı yaklaşık 13 kHz olarak saptanmıştır. $10 \mu\text{m} \times 10 \mu\text{m}$ alanlar taranarak, örneklerin 256×256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri kaydedilmiştir. Kalibrasyon, her ölçüm aşamasında tekrarlanmıştır. AFM oldukça yüksek çözümleme ile sayısal yüzey pürüzlülüğünü ölçebilmektedir, ancak kısıtlı tarama alanı ve aletin düşük hız kapasitesi nedeniyle AFM'nin yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılması sınırlıdır.⁵⁴ Bu nedenle AFM tekniğinden sadece 3D yüzey topografisi değerlendirmede görsel olarak yararlanılmıştır.



Şekil 3.17. Atomik kuvvet mikroskobu

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

İslanabilirlik değerlendirmesinde verilerin analizi SPSS 11.5 paket programında yapılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma olarak gösterilmiştir. İslanabilirlik incelemelerinde ölçü maddesi tipi ve zamanın temas açısı değişimine etkisi, İki Yönlü Varyans Analizi ile incelenmiştir. İki Yönlü Varyans analizi sonucunun önemli bulunduğu durumlarda post hoc Tukey testi kullanılarak anlamlı farka neden olan durumlar belirlenmiştir. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. İkili karşılaştırmalarda SNK testi kullanılmıştır. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Detay kopyalama değerlendirmesinde verilerin analizi SPSS 11.5 paket programında yapılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma olarak gösterilmiştir. Pürüzlülük parametresi Üç Yönlü Varyans Analizi ile değerlendirilmiştir. Etkileşim etkilerinin önemli bulunması durumunda çoklu karşılaştırmalar yapılarak farka neden olan durumlar tespit edilmiştir. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Ölçü malzemeleri arasındaki farkın önemliliği Bonferroni Düzeltmeli Tek Yönlü Varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Tek Yönlü Varyans analizi sonucunun önemli bulunduğu durumlarda post hoc Tukey testi kullanılarak anlamlı farka neden olan durumlar belirlenmiştir. $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Kuru ve nemli ortamlar arasındaki farkın önemliliği ve ölçü ve rezin örnekler arasındaki farkın önemliliği ise Bonferroni Düzeltmeli Student's t testi ile değerlendirilmiştir. $p < 0,0625$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

Çalışmamızda 3 farklı PVS ve 1 adet polieter olmak üzere 4 farklı marka elastomerik ölçü maddelerinin polimerizasyon boyunca ve sonrasında gösterdikleri ıslanabilirlik özellikleri ile dentin yüzeyini kopyalayabilme yetenekleri incelenmiştir. Ayrıca model materyallerinin ölçü maddeleri ile kopyalanan detayı aktarma özellikleri de değerlendirilmiştir.

4.1. Islanabilirlik

4.1.1. Polimerizasyon Boyunca Islanabilirlik

Islanabilirlik incelemelerinde ölçü maddesi tipi ve zamanın temas açısı değişimine etkisi, iki yönlü karma etki modeli ile incelenmiştir. Kullanılan ölçü maddesinin ve zamanın ıslanabilirlik üzerine etkisi önemli bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Polimerizasyon boyunca temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ANOVA tablosu

Varyasyon Kaynakları	Tip III Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Saniye	40277,774	1,739	23156,524	843,959	0,000
Materyal*Saniye	30455,406	5,218	5836,481	212,716	0,000
Hata(Saniye)	1336,294	48,702	27,438		

* $p<0,001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi

4 grup birlikte düşünüldüğünde (grup ayrımı yapmaksızın yorum yapıldığında) zamanlar arasında fark istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir ($p<0,001$). Zamana bağlı olarak temas açısı değerleri anlamlı bir şekilde düşmektedir. Zaman ayrımı yapılmaksızın yorum yapıldığında gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir ($p<0,001$). Dört grup da birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklıdır (Tukey HSD testi

tüm ikişerli karşılaştırmalar için $p<0,05$). Gruplardaki temas açısı değerlerinin zaman içindeki değişimi birbirlerinden farklıdır ($p<0,001$) Tablo 4.2.

0.saniyede IGL ve PIC arasındaki fark ve PIC ile PC arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak 0. saniyede IGL ile PC, IGL ile PCNS, PIC ile PCNS ve PC ile PCNS arasındaki farklılık ile diğer zaman dilimlerinde ikili karşılaştırmalarda tüm gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir ($p<0,05$).

IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü maddelerinin zamana bağlı olarak gösterdikleri ortalama temas açısı değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.2’de gösterilmiştir. IGL polieter ölçü maddesinin başlangıç hidrofilitesi, PVS ölçü materyallerinden daha düşüktür. IGL’nin temas açısındaki azalma en çok ilk 5 sn’de gözlenmektedir, 20. sn’ye kadar düşüş devam etmiştir. 20. sn’den sonra ise temas açısındaki azalma daha düşük bir ivme ile devam etmektedir.

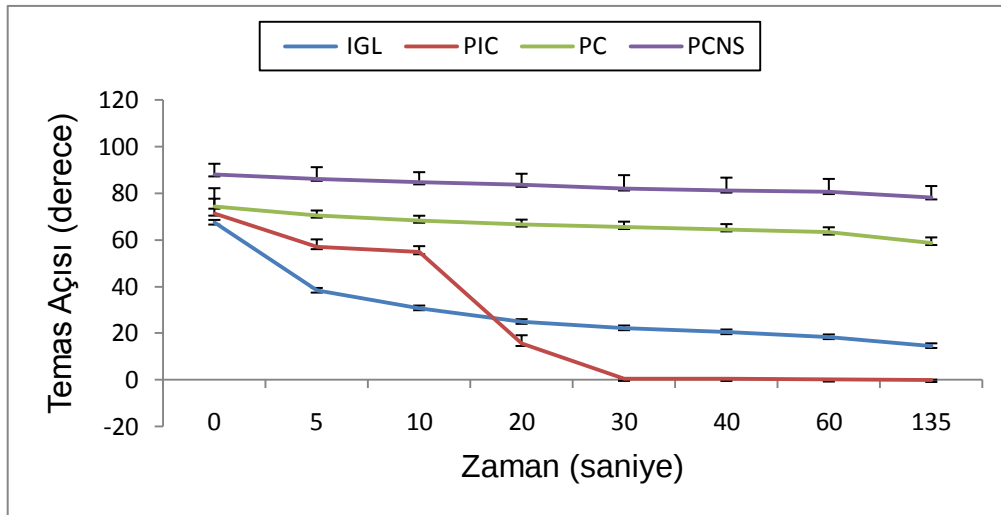
PVS ölçü maddesi olan PIC’nin zamana bağlı temas açısında gözlenen değişim, diğer ölçü maddelerinden çok farklıdır. PIC’nin başlangıç temas açısı diğer bir PVS ölçü maddesi olan PC ile yaklaşık aynı değerlerde, IGL polieter ölçü maddesinden yüksektir. Zamana bağlı olarak temas açısı değerlerindeki değişim şöyledir; 0 ile 5.sn’ler arasında diğerlerine benzer bir düşüş gösterirken, 5 ile 10.sn’ler arasında sabit kalmıştır. 10 ile 30.sn’ler arasında ise keskin bir düşüş gözlenmiştir, 30 ile 135. sn arasında giderek azalan temas açısı değerleri 0°’ye çok yakındır. 135.sn de tam ıslanmayı ifade eden 0° değerini almıştır.

PIC, IGL’ye göre daha düşük başlangıç hidrofilitesi gösterirken, temas açısı değerleri 17. saniyede eşitlenmektedir. 30. sn’de IGL ölçü maddesinin hidrofilitesi halen 22° iken PIC’nin temas açısı 0° ye çok yakındır. 0° temas açısı tam ıslanabilirliği ifade etmektedir.

PC ve PCNS ölçü maddeleri tüm ölçüm süresi boyunca IGL polieter ve PIC PVS ölçü maddelerinden daha yüksek temas açısı değerleri göstermektedir. Bu iki PVS ölçü maddesinin zamana bağlı olarak temas açısı değerinde gösterdikleri azalma eğilimi benzerdir (Şekil 4.1).

Tablo 4.2. Polimerizasyon boyunca temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ortalama ve standart sapmalar (Derece)

Zaman	Polimerizasyon Boyunca Temas Açısı Değerleri (Derece)			
	IGL	PIC	PC	PCNS
	Ortalama $\pm$ SS	Ortalama $\pm$ SS	Ortalama $\pm$ SS	Ortalama $\pm$ SS
0. saniye	67,5 $\pm$ 3,25	71,3 $\pm$ 10,7	74,3 $\pm$ 3,28	88,1 $\pm$ 4,42
5. saniye	38,3 $\pm$ 2,18	56,9 $\pm$ 3,18	70,5 $\pm$ 2,06	86,3 $\pm$ 4,85
10. saniye	30,8 $\pm$ 1,71	54,7 $\pm$ 2,49	68,3 $\pm$ 2,01	84,7 $\pm$ 4,23
20. saniye	24,9 $\pm$ 1,57	15,4 $\pm$ 3,61	66,6 $\pm$ 1,98	83,6 $\pm$ 4,61
30. saniye	22,2 $\pm$ 1,75	0,47 $\pm$ 0,15	65,6 $\pm$ 2,16	82,1 $\pm$ 5,59
40. saniye	20,5 $\pm$ 1,82	0,45 $\pm$ 0,16	64,6 $\pm$ 2,13	81,2 $\pm$ 5,41
60. saniye	18,4 $\pm$ 1,72	0,18 $\pm$ 0,08	63,2 $\pm$ 2,13	80,6 $\pm$ 5,49
135. saniye	14,6 $\pm$ 2,67	0 $\pm$ 0	58,7 $\pm$ 2,27	78,3 $\pm$ 4,73



Şekil 4.1. Ölçü maddelerinin polimerizasyon boyunca zamana bağlı göstermiş oldukları temas açısı değişimi (Derece)

4.1.2. Polimerizasyon Sonrasında Islanabilirlik

Islanabilirlik incelemelerinde ölçü maddesi tipi ve zamanın temas açısı değişimine etkisi, iki yönlü karma etki modeli ile incelenmiştir. Kullanılan ölçü maddesinin ve zamanın ıslanabilirlik üzerine etkisi önemli bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Polimerizasyon sonrasında temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ANOVA tablosu

Varyasyon Kaynakları	Tip III Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Saniye	42285,854	1,742	24276,644	1322,942	0,000
Materyal*Saniye	19286,497	5,225	3690,844	201,131	0,000
Hata(Saniye)	894,978	48,771	18,350		

$p<0,001$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi

4 grup birlikte düşünüldüğünde (grup ayrımı yapmaksızın yorum yapıldığında) zamanlar arasında fark istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir ($p<0,001$). Zamana bağlı olarak temas açısı değerleri anlamlı bir şekilde düşmektedir. Zaman ayrımı yapılmaksızın yorum yapıldığında gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir ($p<0,001$). Dört grup da birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklıdır (Tukey HSD testi tüm ikişerli karşılaştırmalar için ($p<0,05$)). Gruplardaki temas açısı değerlerinin zaman içindeki değişimi birbirlerinden farklıdır ($p<0,001$) (Şekil 4.2).

135. Saniyede IGL ve PC arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.5) Ancak diğer zaman dilimlerinde ikili karşılaştırmalarda tüm gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir ($p<0,05$).

Tablo 4.4. SNK testi ile 135 saniyede materyaller arasında polimerizasyon sonrasındaki ıslanabilirlik değerlerinin karşılaştırılması

	IGL	PC	PCNS
Sıralanmış ortalamalar	40,84	41,81	101,06
0			
PIC	40,84*	41,81*	101,06*
40,84			
IGL		0,97	60,22*
41,81			
PC			59,25*

*p<0.05

IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü materyallerinin zamana bağlı olarak gösterdikleri ortalama temas açısı değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.5’de gösterilmiştir. Ölçüm periyodu boyunca polieter IGL ölçü maddesi zamana bağlı azalan bir temas açısı değişimi gösterse de sürfaktan ilaveli diğer hidrofilitik ölçü maddelerine göre daha sabit temas açısı değerleri gözlenmektedir. IGL ölçü maddesinin ölçüm süresi boyunca daha durağan bir hidrofilitite gösterdiği söylenebilir. IGL ölçü maddesi, PIC kadar düşük olmayan ancak PC ve NSF kadar da yüksek olmayan değerlere sahiptir.

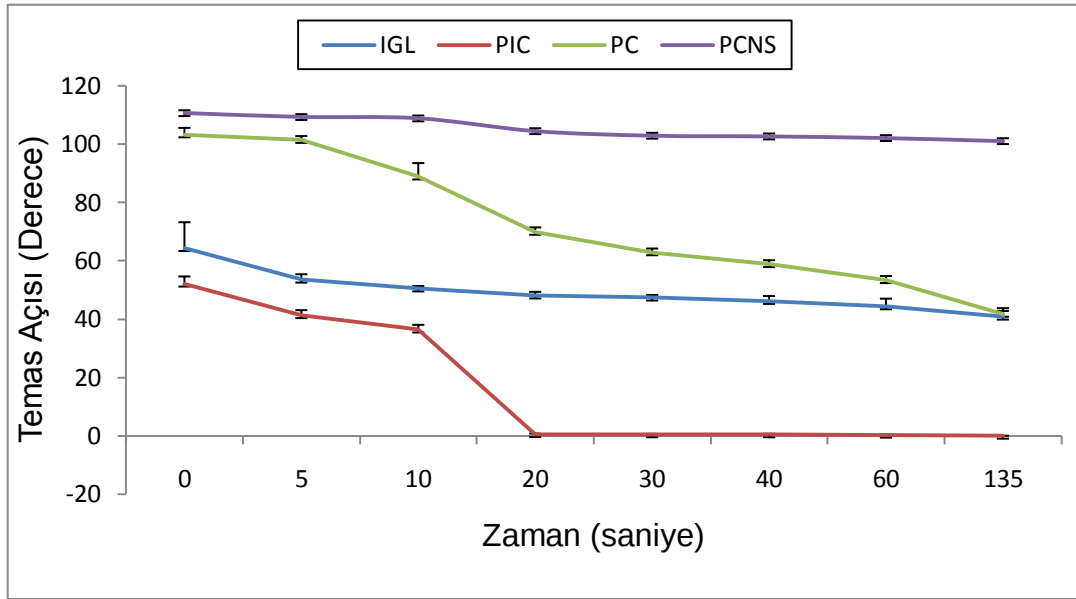
PIC’nin zaman içindeki değişimi diğer ölçü maddelerinden çok farklıdır. Zamana bağlı temas açısı değerlerinde gözlenen değişim şu şekildedir. 0 ile 10. sn’ler arasında ve 10 ile 20.sn’ler arasında düşüşler gözlenmiştir. Ancak 10. sn’den sonra gözlenen düşüş çok daha keskindir. 20. sn’den sonra tam ıslanabilirliği ifade eden 0° temas açısı değerini almıştır.

PCNS ile PC ölçü maddeleri 0 ile 5. sn’ler arasında benzer özellikler göstermiştir. 5. sn’den sonra farklı davranış gösteren bu ölçü maddelerinden PC artan bir hidrofilitite göstermektedir. 135. sn’de polieter ölçü maddesi ile benzer temas açısı değerleri gözlenmektedir.

PCNS tüm ölçüm süreci boyunca hidrofobiktir (temas açısı değeri>90°). Ayrıca 0. sn’de ve 135. sn’de benzer temas açısı değerleri gözlenmektedir (Şekil4.2).

Tablo 4.5. Polimerizasyon sonrasında temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ortalama ve standart sapmalar (Derece)

Zaman	Polimerizasyon Sonrasında Temas Açısı Değerleri (Derece)			
	IGL	PIC	PC	PCNS*
	Ortalama $\pm$ SS	Ortalama $\pm$ SS	Ortalama $\pm$ SS	Ortalama $\pm$ SS
0. saniye	64,4 $\pm$ 8,88	52,2 $\pm$ 2,47	103,4 $\pm$ 2,23	110,7 $\pm$ 0,73
5. saniye	53,5 $\pm$ 1,88	41,4 $\pm$ 1,72	101,5 $\pm$ 1,34	109,3 $\pm$ 0,68
10. saniye	50,5 $\pm$ 0,84	36,4 $\pm$ 1,64	88,9 $\pm$ 4,63	108,9 $\pm$ 0,75
20. saniye	48,1 $\pm$ 1,27	0,56 $\pm$ 0,18	69,9 $\pm$ 1,53	104,5 $\pm$ 0,83
30. saniye	47,4 $\pm$ 0,89	0,47 $\pm$ 0,15	62,9 $\pm$ 1,31	102,9 $\pm$ 0,84
40. saniye	46,2 $\pm$ 1,71	0,47 $\pm$ 0,17	58,9 $\pm$ 1,34	102,7 $\pm$ 0,59
60. saniye	44,4 $\pm$ 2,63	0,35 $\pm$ 0,11	53,4 $\pm$ 1,43	102,1 $\pm$ 0,65
135. saniye	40,8 $\pm$ 1,96 ^a	0 $\pm$ 0	41,8 $\pm$ 1,95 ^a	110,1 $\pm$ 0,76



Şekil 4.2. Ölçü maddelerinin polimerizasyon sonrasında zamana bağlı göstermiş oldukları temas açısı değişimi (Derece)

4.2. Detay Kopyalama

4.2.1. Optik Profilometre Analizi Bulguları

4.2.1.1. Optik Profilometre Analizi Ra Pürüzlülük Parametresi Bulguları

Çalışmamızda 4 farklı elastomerik ölçü maddesinin nem varlığında detay kopyalama yetenekleri ve poliüretan rezin esaslı model materyalinin farklı elastomerik ölçü maddeleri ile kullanımı sonucu gösterdiği dentin yüzey detayı kopyalama kabiliyeti değerlendirilmiştir.

Ra parametresi Üç Yönlü Varyans Analizi ile değerlendirilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.6). Dentin, ölçü ve rezin örneklerin Ra parametresine göre ortalama ve standart sapmaları Tablo 4.7’de görülmektedir. Ölçü maddelerinin kuru dentin yüzeyini kopyalama kabiliyetleri arasında Ra parametresi yönünden istatistiksel olarak fark görülmektedir ($p=0,002$). Ra için söz konusu farka neden olan durum PC’ye göre PCNS’ye ait pürüzlülüğün daha yüksek bulunmasından kaynaklanmaktadır ($p=0,004$). Buna göre ölçü maddelerinin tümü Ra açısından dentinle farklılık göstermemektedir ($p>0,0125$).

Ölçü maddelerinin nemli dentin yüzeyini kopyalama kabiliyetleri arasında Ra parametreleri yönünden istatistiksel olarak fark görülmektedir ($p<0.001$). Söz konusu farka neden olan durumlar incelendiğinde PCNS’ye ait pürüzlülüğün dentine göre daha yüksek bulunduğu ($p=0.004$), aynı zamanda PCNS’nin pürüzlülüğün IGL, PIC ve PC’ye göre daha yüksek olduğu görülmüştür ($p=0.008$, $p<0.001$, $p<0.001$). Buna göre IGL, PIC ve PC ölçü maddeleri Ra açısından dentinle farklılık göstermemektedir ($p>0.0125$) (Şekil 4.3).

Tablo 4.6. Örneklerle ve Ortamlara Göre Varyans Analizleri Sonucunda Ra Düzeylerinin Gruplar Arasındaki Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

	Değişim Kaynakları	KT	sd	KO	F	p
K - Ölçü Maddesi	Gruplar Arası	0,338	4	0,084	4,911	0,002
	Grup İçi	0,773	45	0,017		
Rezin (K-Ölçü Maddesi)	Gruplar Arası	0,033	4	0,008	0,785	0,541
	Grup İçi	0,473	45	0,011		
N - Ölçü Maddesi	Gruplar Arası	0,813	4	0,203	6,701	p<0,001
	Grup İçi	1,365	45	0,030		
Rezin (N-Ölçü Maddesi)	Gruplar Arası	6,784	4	1,696	14,870	p<0,001
	Grup İçi	5,133	45	0,114		

K: Kuru Ortam Koşulları, N: Nemli Ortam Koşulları, KT: Kareler Toplamı, sd: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Tablo 4.7. Ra Parametresine Göre Ortalama ve Standart Sapmalar (µm)

	Dentin	Kuru Ortam		Nemli Ortam	
		Silikon	Rezin	Silikon	Rezin
RA	0,39±0,12 ^d				
IGL		0,48±0,10	0,35±0,10	0,41±0,06 ^e	0,42±0,07 ^e
PIC		0,36±0,06	0,39±0,13	0,36±0,08 ^f	0,34±0,05 ^f
PC		0,32±0,08 ^c	0,35±0,04	0,34±0,06 ^c	0,39±0,09 ^c
PCNS		0,54±0,23 ^c	0,32±0,10	0,68±0,35 ^{c,d,e,f}	1,30±0,74 ^{c,d,e,f}
p ^{a,b}		0,002	0,541	<0,001	<0,001

a Tek Yönlü Varyans Analizi.

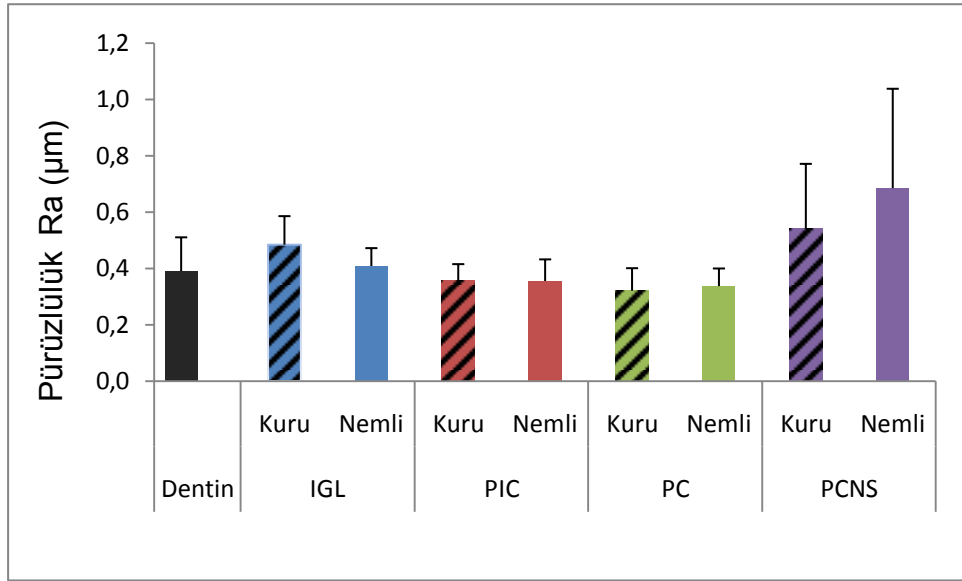
b Bonferroni Düzeltmesine göre p<0,0125 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

c PC ile PCNS arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0,0125).

d Dentin ile PCNS arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0,0125).

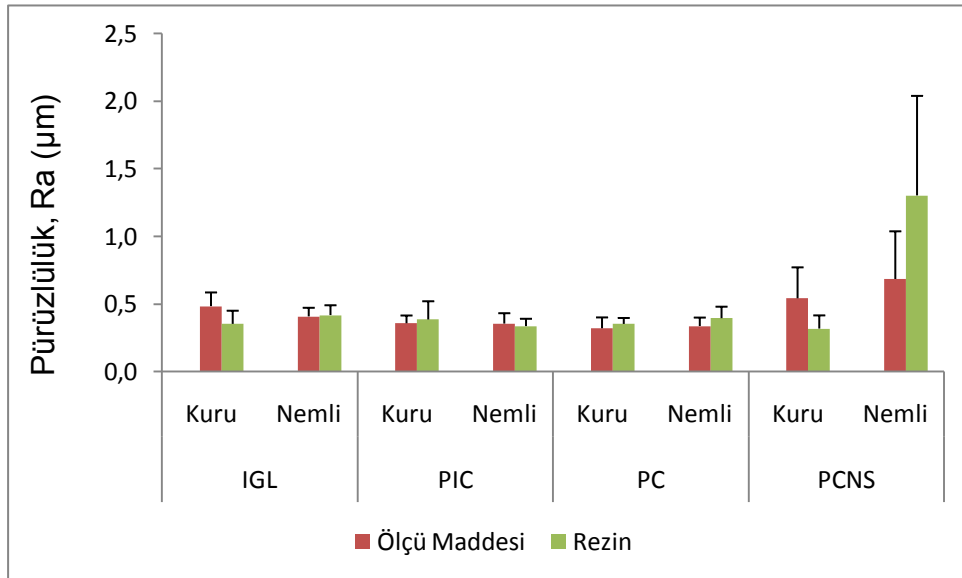
e IGL ile PCNS arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0,0125).

f PIC ile PCNS arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0,0125).



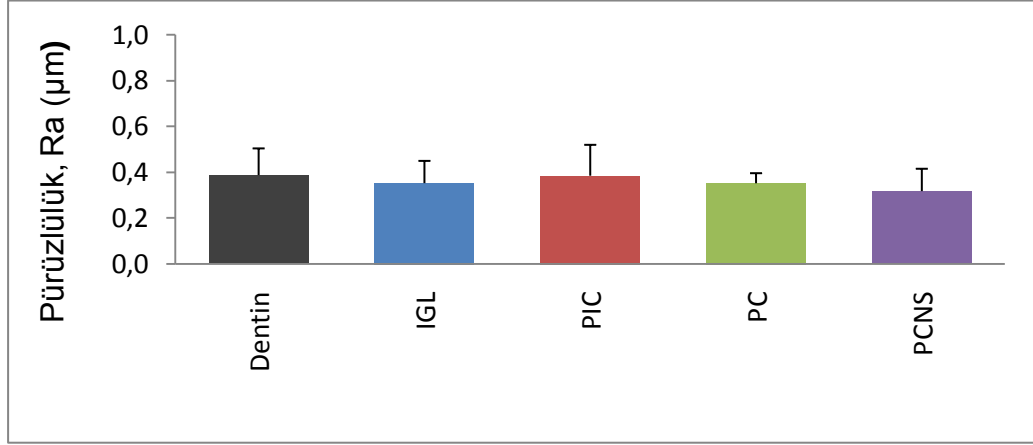
Şekil 4.3. Dentin, kuru ve nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin Ra yönünden ortalama ve standart sapmaları (µm)

Değerlendirilen tüm gruplarda ölçü maddeleri ve rezin örnekleri arasında Ra pürüzlülük parametresi yönünden anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0.0625$) (Şekil 4.4).



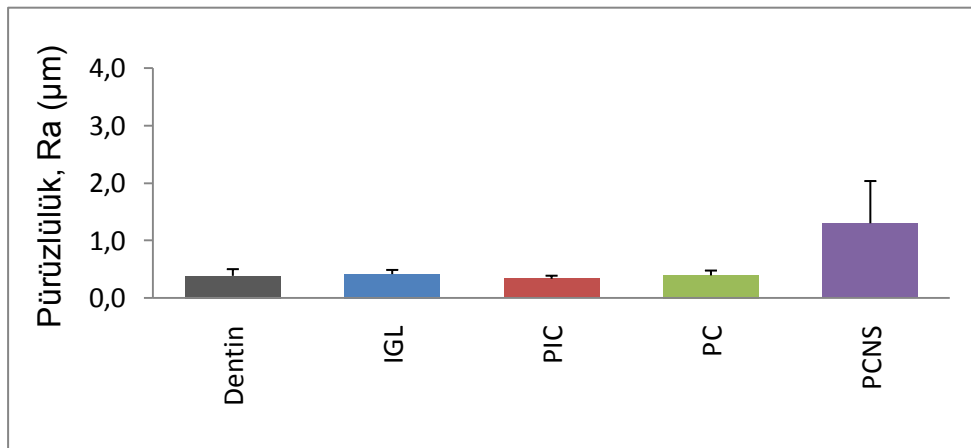
Şekil 4.4. Ölçü maddeleri ve rezin örneklerin Ra parametresi yönünden ortalama ve standart sapmaları (µm)

Kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerden hazırlanan rezin örnekler değerlendirildiğinde gruplar arasında ve dentin ile Ra parametresi yönünden fark görülmemiştir ($p=0,0541$) (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Dentin ve kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerle hazırlanan rezin örneklerin Ra yönünden ortalama ve standart sapmaları

Nemli dentin yüzeyinden IGL, PIC ve PC ile elde edilen ölçü örneklerden hazırlanan rezin örnekler değerlendirildiğinde, gruplar arasında ve dentin ile Ra pürüzlülük parametresi yönünden fark görülmemiştir. ($p>0,0125$) Ancak nemli dentin yüzeyinden PCNS ile elde edilen ölçü örneklerden hazırlanan rezin örnekler ve dentin arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,0125$).



Şekil 4.6. Dentin ve nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerle hazırlanan rezin örneklerin Ra yönünden ortalama ve standart sapmaları

4.2.1.2. Optik Profilometre Analizinin Üç Boyutlu İnterferogram Bulguları

Dentin örneklerden seçilen dört farklı örnekten alınan 3D inteferogram görüntüleri ve yorumları Şekil 4.7.a,b,c,d'de verilmiştir.

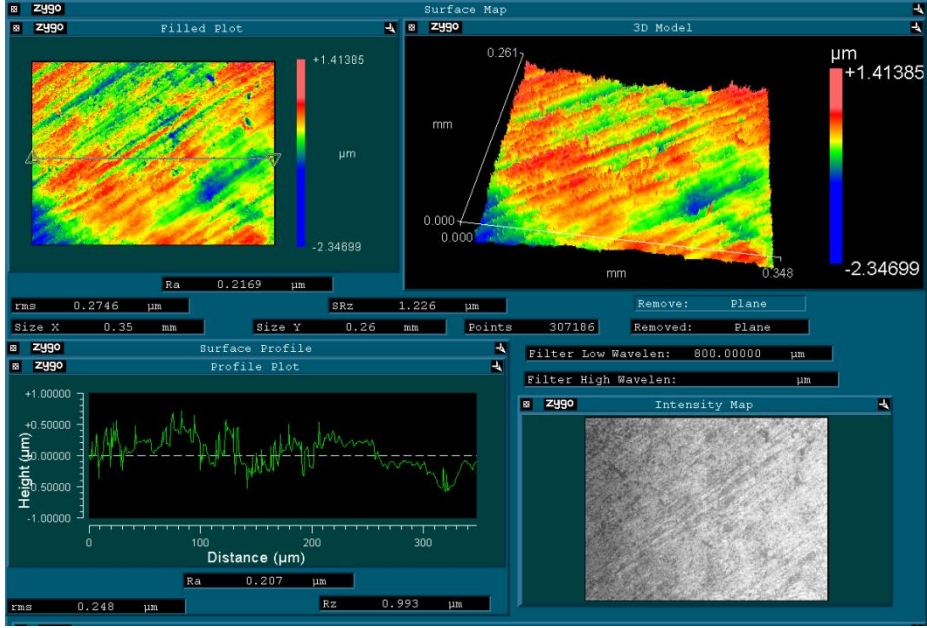
Kuru ortamda IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü maddeleri ile hazırlanan ölçü örneklerin yüzey morfolojileri dentin ile benzerdir. IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü maddeleri kullanılarak kuru dentin yüzeyinden hazırlanan ölçü örneklerin 3D interferogram görüntüleri ve yorumları sırasıyla Şekil 4.8.a, b,c,d'de verilmiştir.

Nemli dentin yüzeyinden IGL, PIC ve PC ölçü maddeleri ile hazırlanan örneklerin yüzey morfolojileri dentin ile benzerdir. Ancak PCNS ölçü maddesi kullanılarak nemli koşullarda hazırlanan ölçü örneğin yüzey morfolojisi dentin yüzeyinden ve diğer ölçü örneklerden oldukça farklıdır. IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü maddeleri kullanılarak nemli dentin yüzeyinden hazırlanan ölçü örneklerin 3D interferogram görüntüleri ve yorumları sırasıyla Şekil 4.9.a, b,c,d'de verilmiştir.

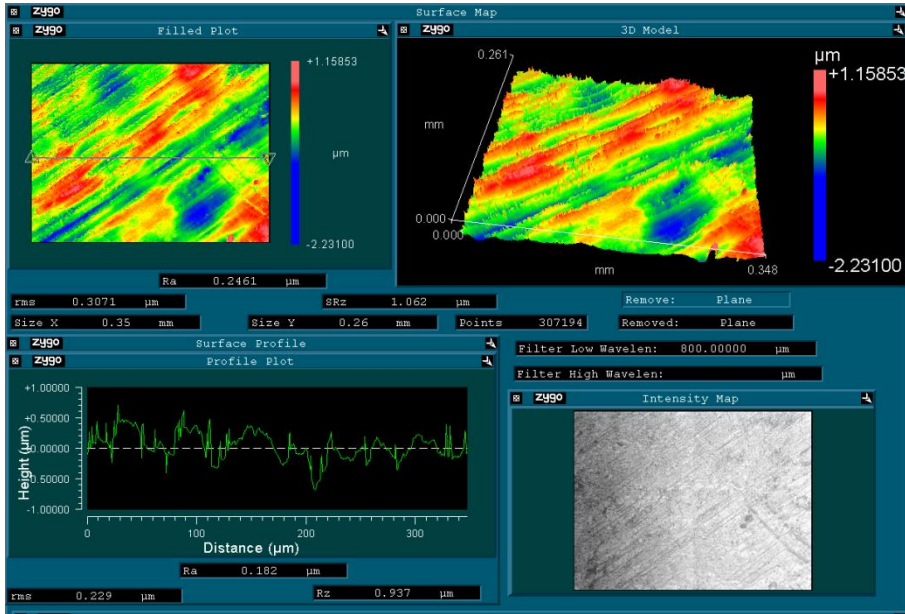
Değerlendirilen tüm gruplarda poliüretan rezin model materyali, ölçü maddeleri ile kopyalanan yüzey detayını başarılı biçimde aktarmıştır. Resin örneklerin 3D interferogram görüntüleri ve yorumları sırasıyla Şekil 4.10.a,b,c,d'de verilmiştir.

PCNS ölçü maddesinin nemli dentin yüzeyinden oluşturulan ölçü örneklerin replikası olan rezin örneklerinde, ölçü örneklerle benzer yüzey karakteristiği gözlenirken, dentin ile farklı yüzey karakteristiği takip edilmektedir. Diğer bir ifade ile rezin model materyali, ölçü ile kaydedilen yüzey detayını başarılı biçimde aktarmıştır. Ancak ölçü maddesi dentin yüzey detayını kopyalayamadığı için bu başarısızlık model aşamasında da devam etmektedir (Şekil 4.10.e).

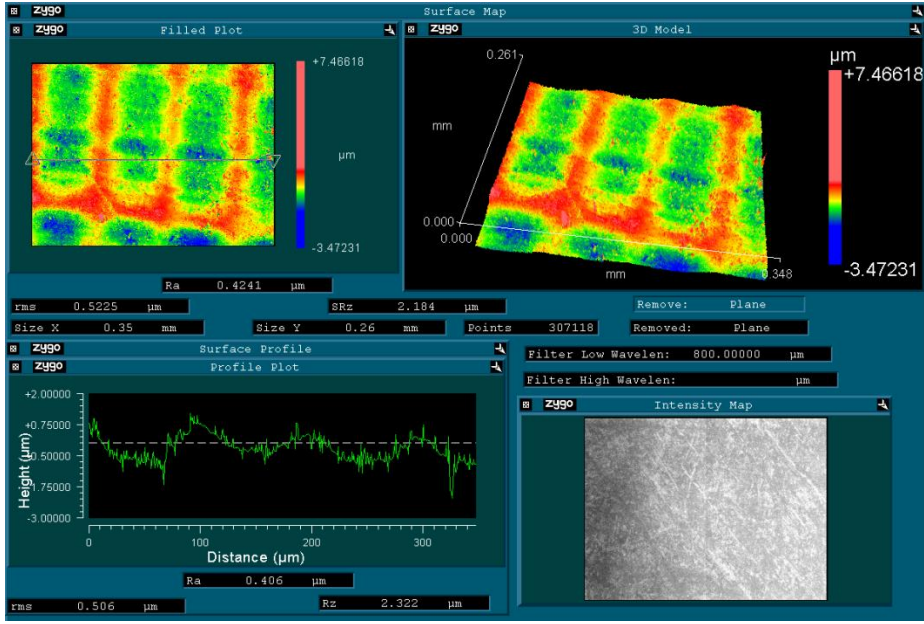
Dentin örneklerden seçilen dört farklı örnekten alınan 3D interferogram görüntüleri Şekil 4.7.a,b,c,d'de verilmiştir.



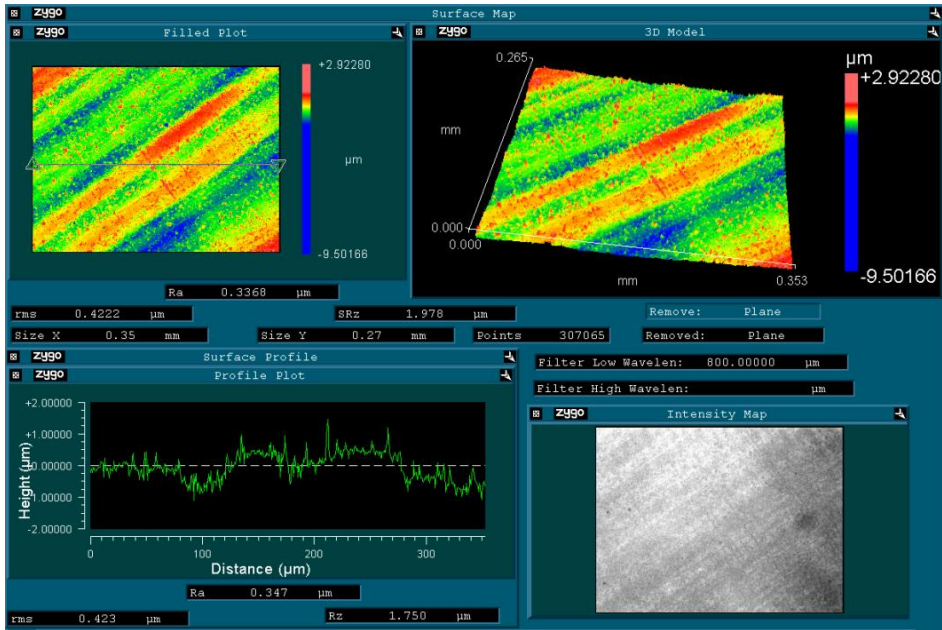
Şekil 4.7.a. Dentin yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü, örnek 1



Şekil.4.7.b. Dentin yüzeyi 3D interferogram görüntüsü, örnek 2



Şekil 4.7.c. Dentin Yüzeyi 3D interferogram görüntüsü, örnek 3

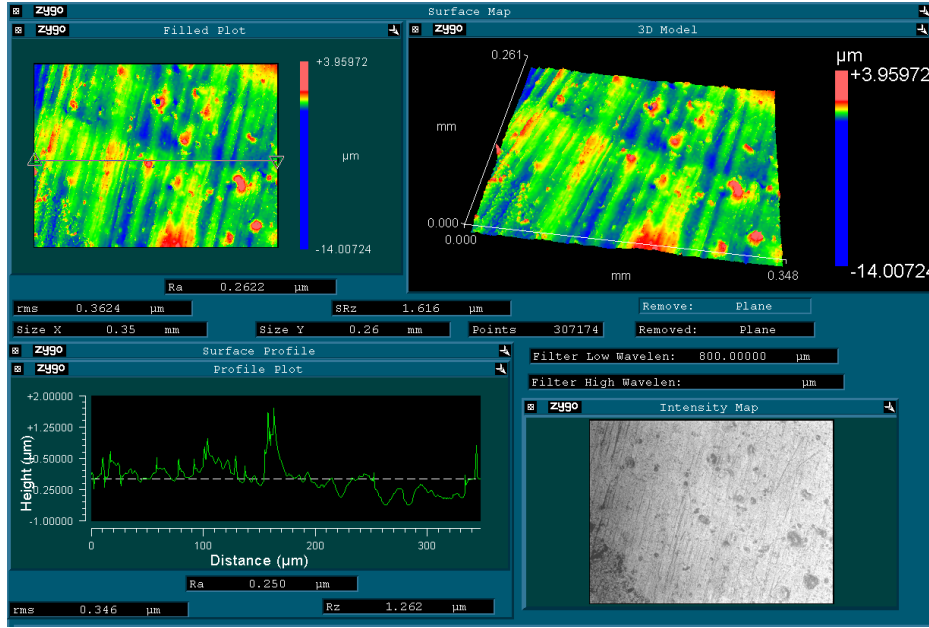


Şekil 4.7.d. Dentin yüzeyi 3D interferogram görüntüsü, örnek 4

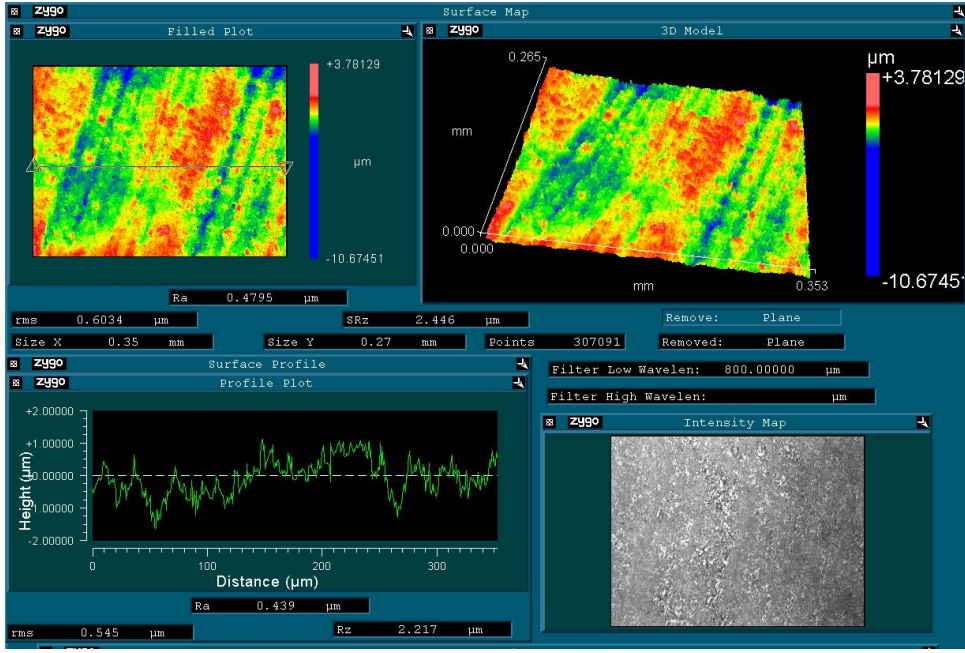
Şekil 4.7.a,b,c,d. Dentin yüzeylerin 3D interferogram görüntüleri

Dört farklı dentin örnekten alınan interferogram görüntülerinde bitirme frezinin yüzey üzerinde oluşturduğu yüzey karakteristiği benzerdir. Örnek yüzeylerinde tipik olarak derin ve sık vadiler, farklı yüksekliklerde tepe oluşumları görülmektedir. interferogram görüntülerinde ölçüm alanı 0.35mm ×0.2mm'dir. Bu tarama alanı göz önüne alınırsa, dentin örneklerin benzer yüzey yapısı gösterdiği söylenebilir (Şekil 4.7.a,b,c,d).

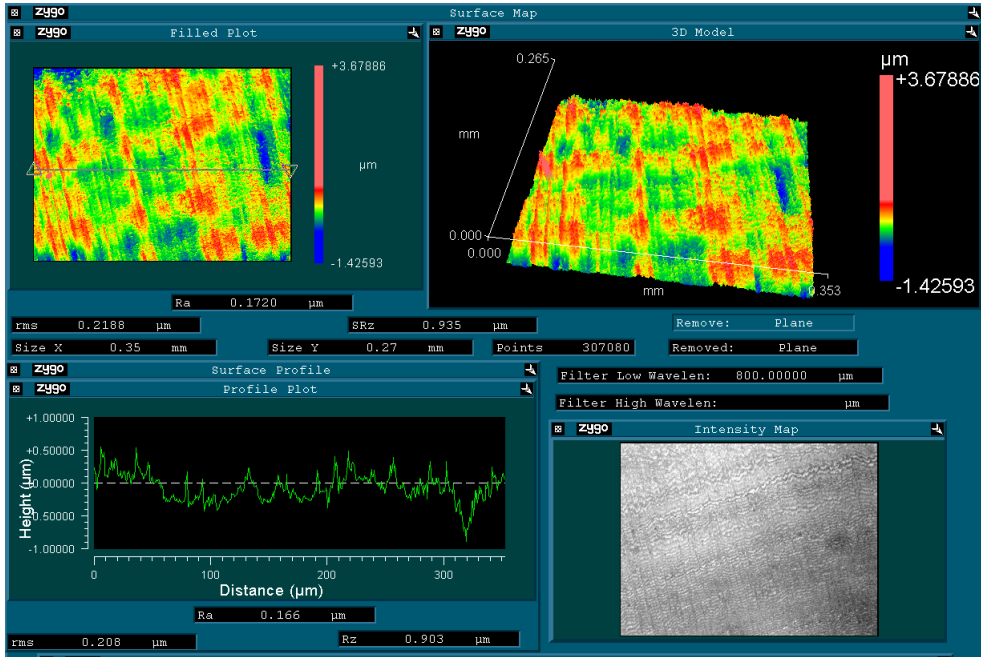
Sırasıyla IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü maddeleri ile kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin 3D interferogram görüntüleri Şekil 4.8.a.b.c.d'de görülmektedir.



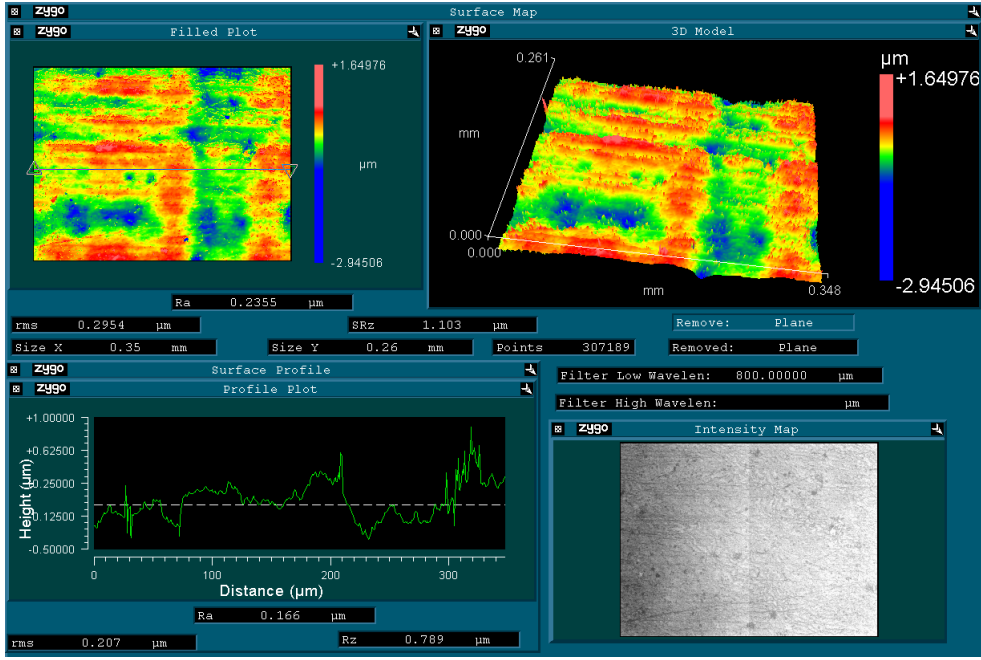
Şekil 4.8.a. IGL (polieter) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü (Referans yüzey: kuru dentin yüzeyi)



Şekil 4.8.b. PIC (PVS) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü (Referans yüzey: kuru dentin yüzeyi)



Şekil 4.8.c. PC (PVS) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü (Referans yüzey: kuru dentin yüzeyi)

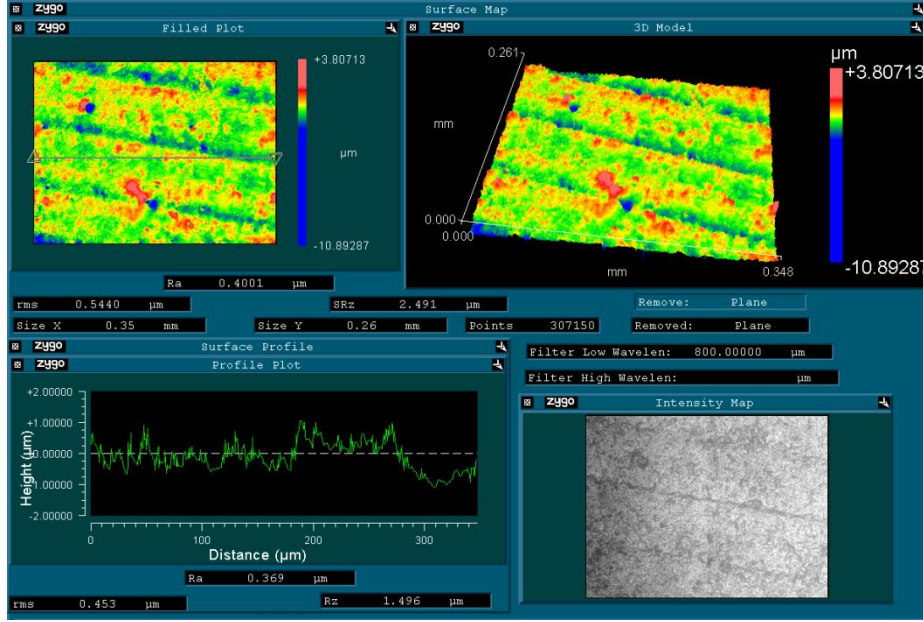


Şekil 4.8.d. PCNS (PVS) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü (Referans yüzey: kuru dentin yüzeyi)

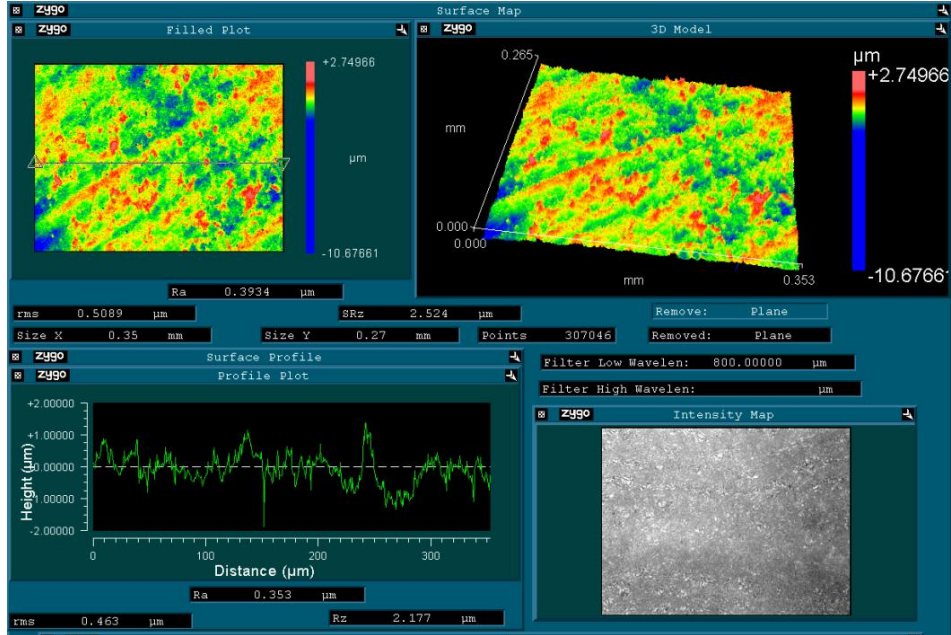
Şekil 4.8.a,b,c,d. Kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin 3D interferogram görüntüleri

Tüm ölçü maddelerinin kuru dentin yüzeyinde bitirme frezi ile oluşturulan, vadi ve tepeleri başarıyla taklit edilebildiği görülmektedir. Ölçü maddeleri birbirleriyle karşılaştırıldığında yüzey haritalarında farklı derinlik ve yükseklikler gözlenmiştir. IGL örnekte daha derin vadiler ve daha yüksek tepeler göze çarpmaktadır (Şekil 4.8.a). Optik profilometre değerlendirmesi ile 0.35 mm×0.2 mm’lik sınırlı bir alan taranmıştır. Dentin örneklerin gösterdiği standart sapma miktarı göz önüne alınırsa (Şekil 4.3), bu farklı topografinin yüzeyin kopyalanması sonucu elde edilen yapıdan değil dentin yüzeyindeki halihazırda var olan farklılıklardan kaynaklandığı düşünülebilir.

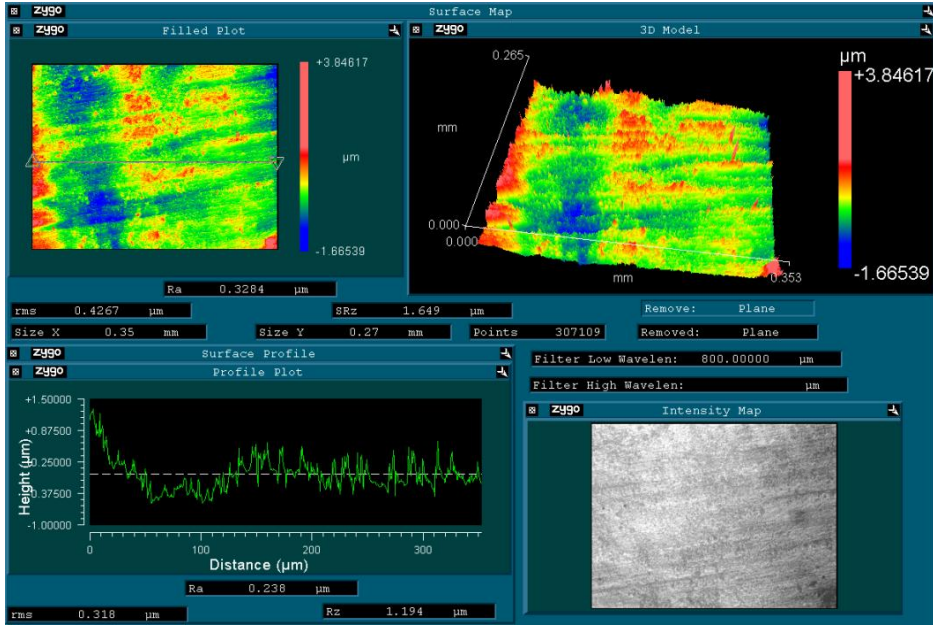
IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü maddeleri ile nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin 3D inteferogram görüntüleri sırasıyla Şekil 4.9.a,b,c,d'de görülmektedir.



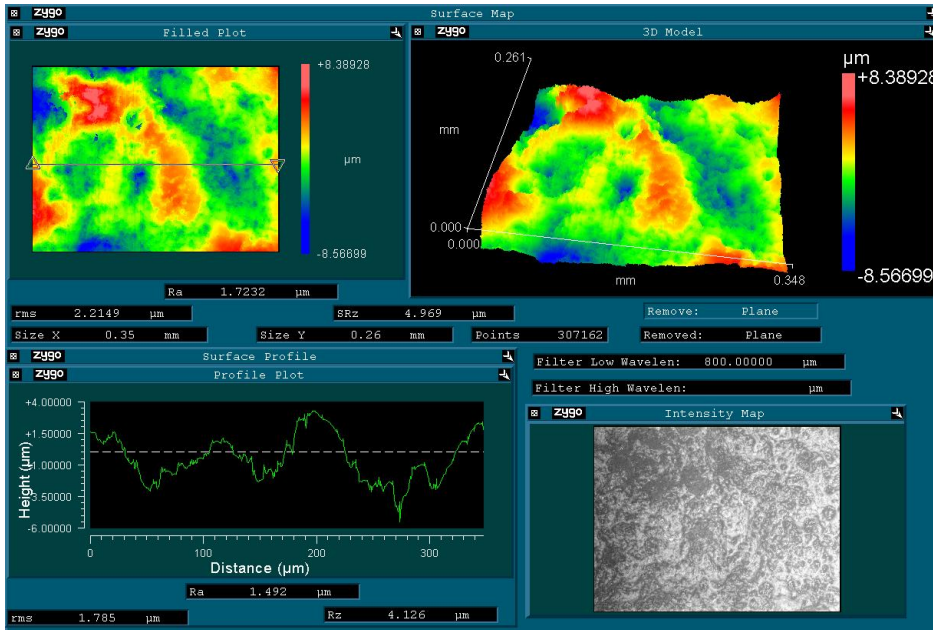
Şekil 4.9.a. IGL (Polieter) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü. (Referans yüzey: nemli dentin yüzeyi)



Şekil 4.9.b. PIC (PVS) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü. (Referans yüzey: nemli dentin yüzeyi)



Şekil 4.9.c. PC (PVS) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü. (Referans yüzey: nemli dentin yüzeyi)

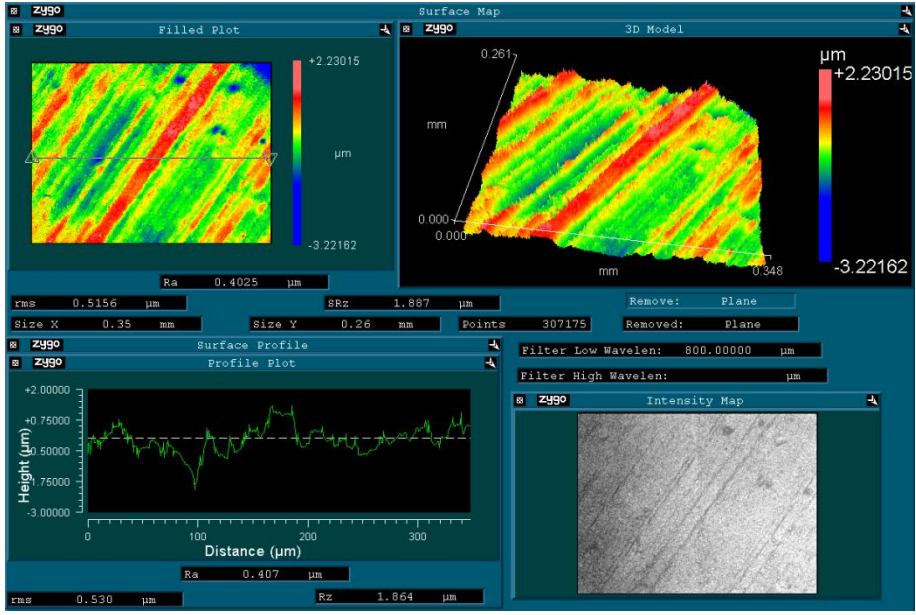


Şekil 4.9.d. PCNS (PVS) ölçü yüzeyinin 3D interferogram görüntüsü. (Referans yüzey: nemli dentin yüzeyi)

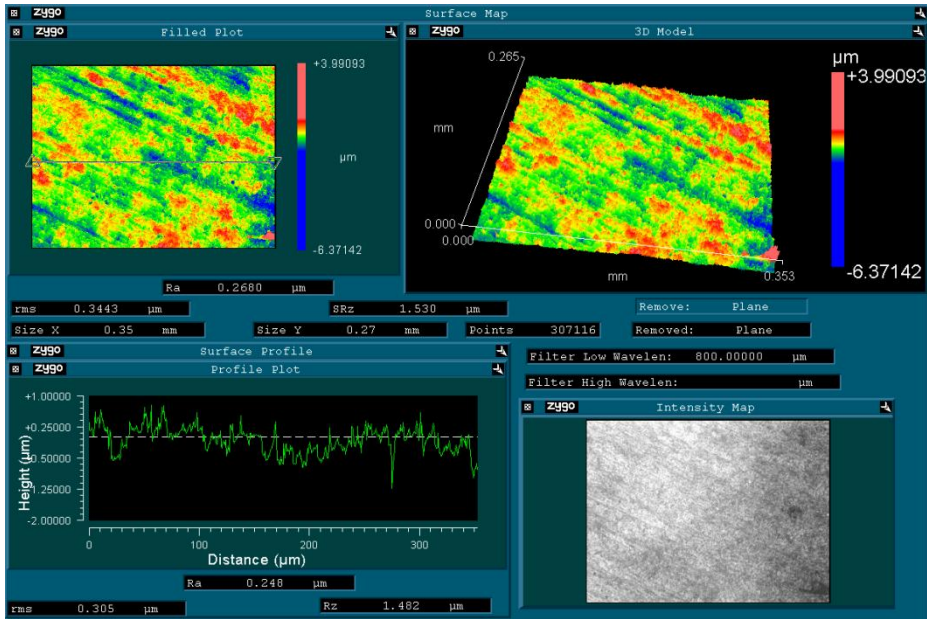
Şekil 4.9.a,b,c,d. Nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü örneklerin 3D interferogram görüntüleri

IGL, PIC ve PC ölçü maddelerinin genel yüzey karakteristiği dentinle ve birbirleriyle benzerlik göstermektedir. Dentin yüzeyinde bitirme frezi ile oluşturulan, vadi ve tepelerin başarıyla taklit edilebildiği gözlenebilir.(Şekil 4.9.a,b,c) Ancak PCNS ile nemli dentin yüzeyinden elde edilen ölçü örneğin 3D yüzey haritası (Şekil 4.9.d) incelendiğinde bitirme frezinin oluşturduğu keskin hatlı vadi ve tepe oluşumları izlenememektedir. Diğer ölçü örneklerden farklı olarak ufak girinti ve yükselti yerine, geniş ve daha derin vadiler ile yine geniş ve daha yüksek tepelerin olduğu gözlenmektedir. Bu yüzey karakteristiğinin ölçü maddesinin hidrofobik yapısı nedeniyle su taneciklerinden kaçarken, yüzeyinde oluşan pürüzlülüktan kaynaklandığı düşünülebilir.

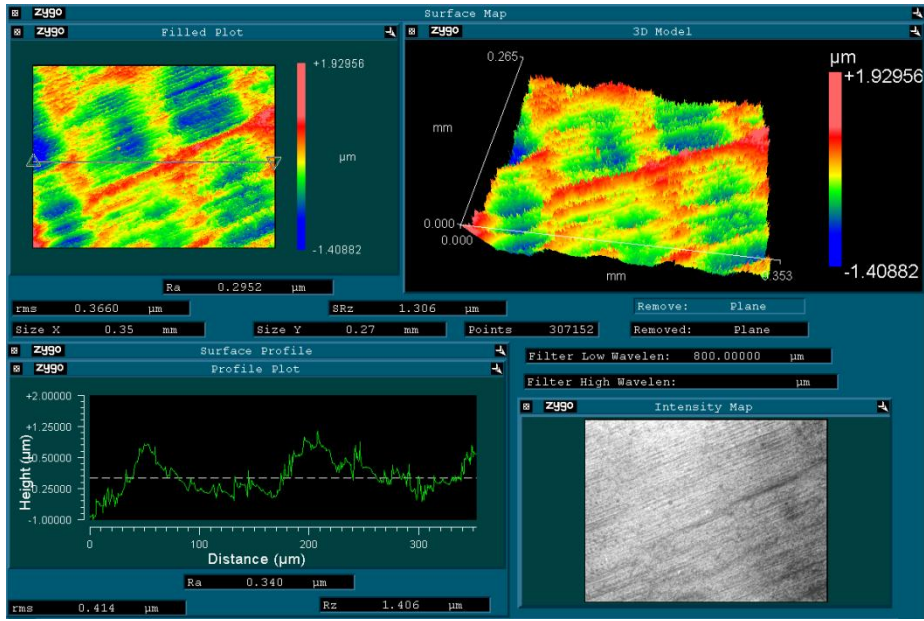
IGL, PIC, PC ve PCNS ölçü örneklerden hazırlanan rezin replikaların 3D interferogram görüntüleri sırasıyla Şekil 4.10.a,b,c,d,e'de görülmektedir. Bu şekillerde verilen IGL, PIC ve PC'ye ait rezin örneklerin oluşturulmasında nemli dentin yüzeyinin replikası olan ölçü örnekler kullanılmıştır. Rezin model materyalinin detay aktarma özelliği değerlendirilirken ölçü örneklerin kuru ya da nemli dentin yüzeyinden alınmış olması göz önüne alınmamıştır. Çünkü bu farkın sadece ölçü maddesinin detay kopyalama özelliğini etkileyen bir koşul olduğu düşünülmektedir. Ancak PCNS ölçü maddesinin rezin replikalarında, ölçü maddesinin nemli dentin yüzeyinden alınmasına göre rezin örneklerin göstermiş olduğu yüzey özellikleri farklılık göstermektedir. Bu nedenle Şekil 4.10.d ve Şekil 4.10.e'de sırasıyla kuru ve nemli koşullarda hazırlanan ölçü örneklerden elde edilen rezin örneğin 3D görüntülerine yer verilmiştir.



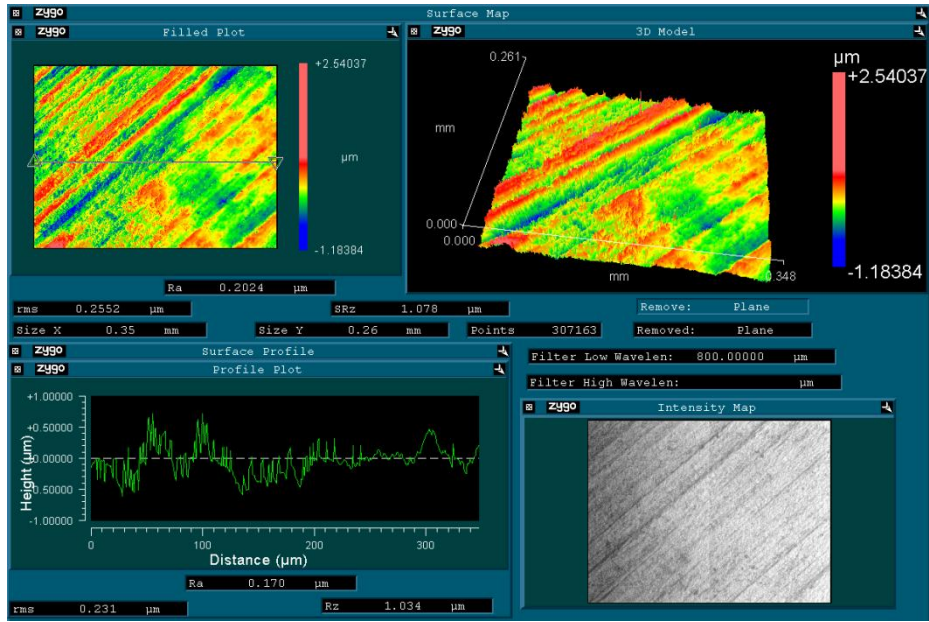
Şekil 4.10.a. IGL ölçü maddesi kullanılarak oluşturulan resin örneğin 3D interferogram görüntüsü



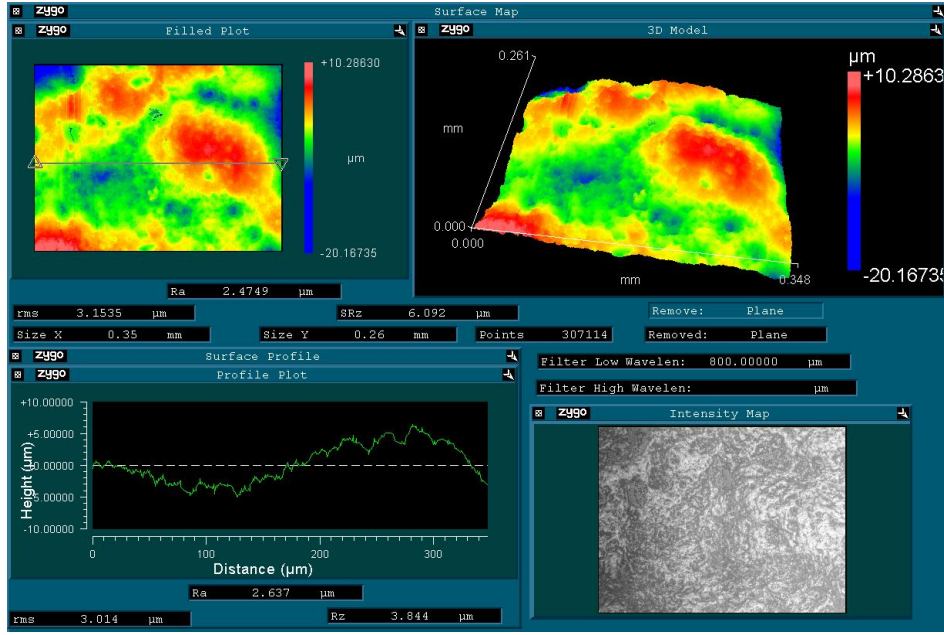
Şekil 4.10.b. PIC ölçü maddesi kullanılarak oluşturulan resin örneğin 3D interferogram görüntüsü



Şekil 4.10.c. PC ölçü maddesi kullanılarak oluşturulan resin örneğin 3D interferogram görüntüsü



Şekil 4.10.d. PCNS ölçü maddesi kullanılarak oluşturulan resin örneğin 3D interferogram görüntüsü, (referans yüzey: kuru dentin yüzeyi)



Şekil 4.10.e. PCNS ölçü maddesi kullanılarak oluşturulan rezin örneğin 3D interferogram görüntüsü, (referans yüzey: nemli dentin yüzeyi)

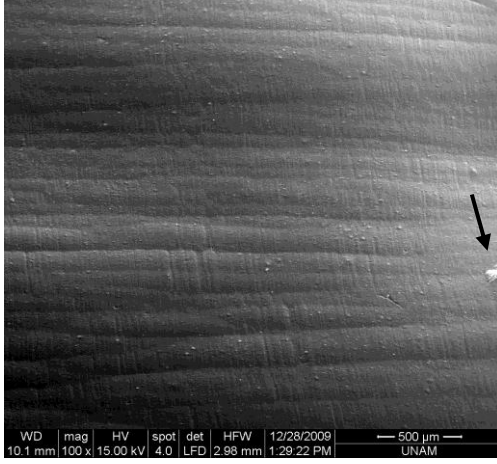
Şekil 4.10.a,b,c,d,e. Rezin replikaların 3D inteferogram görüntüleri

IGL, PIC ve PC ölçü maddelerinden elde edilen rezin örneklerin genel yüzey karakteristiği dentinle ölçü örneklerle ve birbirleriyle benzerlik göstermektedir. Dentin yüzeyinde bitirme frezi ile oluşturulan, vadi ve tepelerin başarıyla taklit edilebildiği gözlenmektedir (Şekil 4.10.a,b,c). PCNS ölçü maddesinden kuru ortam koşullarında oluşturulan ölçü örneğin rezin replikası da yukarıda belirtilen özellikleri taşımaktadır (Şekil 4.10.d). Ancak PCNS ile nemli dentin yüzeyinden elde edilen ölçü örneğin rezin replikasının 3D yüzey haritası incelendiğinde bitirme frezinin oluşturduğu keskin hatlı vadi ve tepe oluşumları izlenememektedir (Şekil 4.10.e). Diğer rezin örneklerden farklı olarak ufak girinti ve çıkıntılar yerine, geniş ve daha derin vadiler ile yine geniş ve daha yüksek tepelerin olduğu gözlenmektedir. Benzer yapı PCNS nemli ölçü örneklerde de gözlenmektedir (Şekil 4.9.d). Diğer bir ifadeyle PCNS rezin örneklerin gösterdiği bu farklılık rezin model materyali ile uyumsuzluğundan değil, ölçü maddesinin nemli koşullarda dentin yüzeyini kopyalayamamasından ileri gelmektedir.

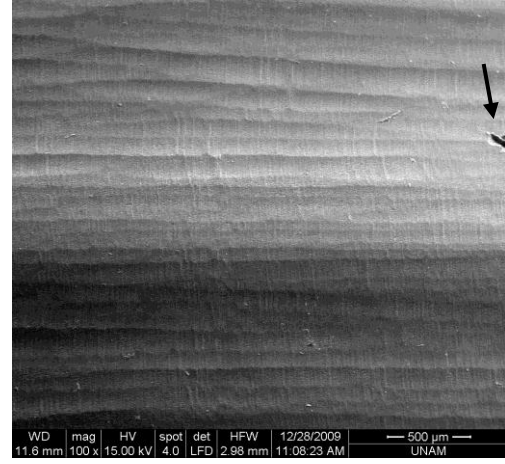
4.2.3. SEM Analizi Bulguları

SEM analizi düşük vakum modunda örneklerin kaplanmadan yapılmıştır. Taranan yüzeylerin bozulmaması tarama sonrasında sırasıyla ölçü alımına ve rezin model elde edilmesine imkan vermektedir. SEM ile yaklaşık olarak 3 mm×3 mm boyutlarında bir alan taranmıştır. Sayılan bu sebeplerle aşağıda verilen bulgu serilerinde, her grup için dentin, ölçü ve örneklerin SEM fotoğrafları aynı referans yüzeye aittir.

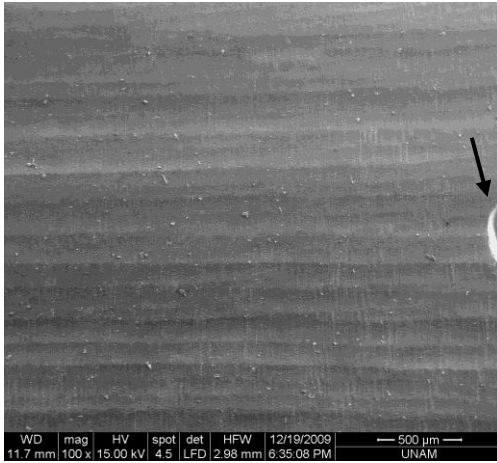
IGL ölçü maddesi kuru ve nemli ortamda benzer detay kopyalama kabiliyeti göstermektedir (Şekil 4.11).



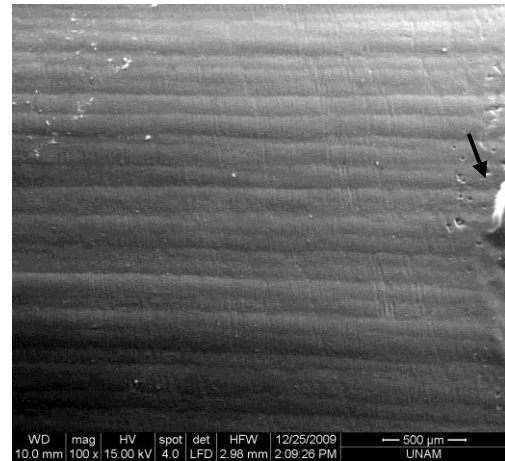
(a₁)



(a₂)



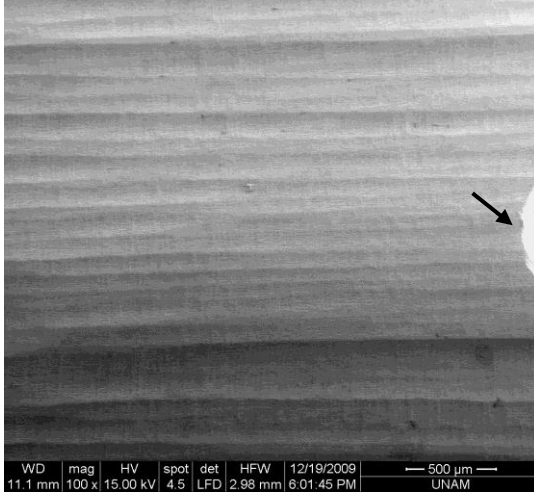
(b₁)



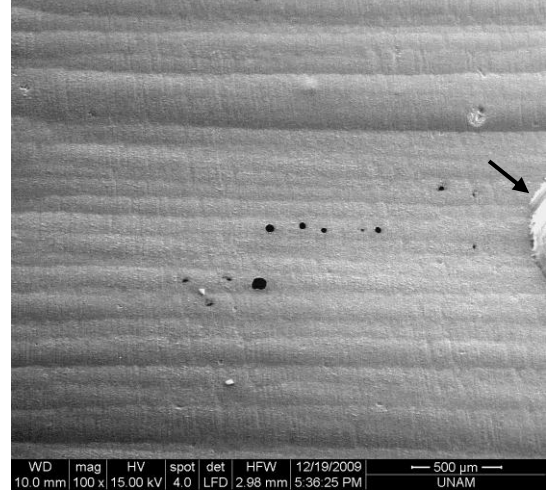
(b₂)

Şekil 4.11. Dentin ve IGL ölçü yüzeyin SEM görüntüleri; dentin yüzeyler (a₁, b₁), kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (a₂), nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (b₂), ok işareti: dentin örnek üzerinde oluşturulan ve ölçü üzerine aktarılan 'V' işareti

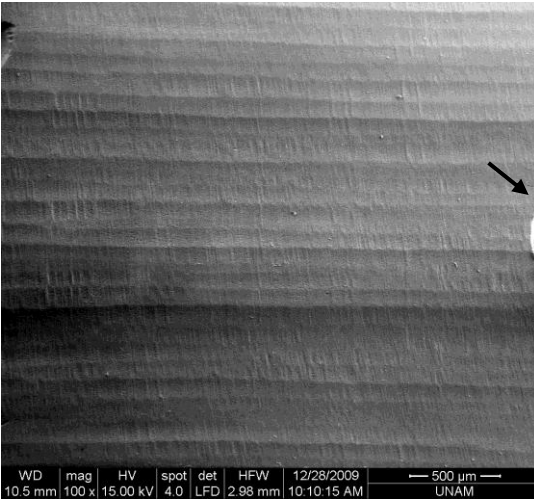
PIC ölçü maddesi kuru ve nemli ortamda benzer detay kopyalama kabiliyeti göstermektedir (Şekil 4.12).



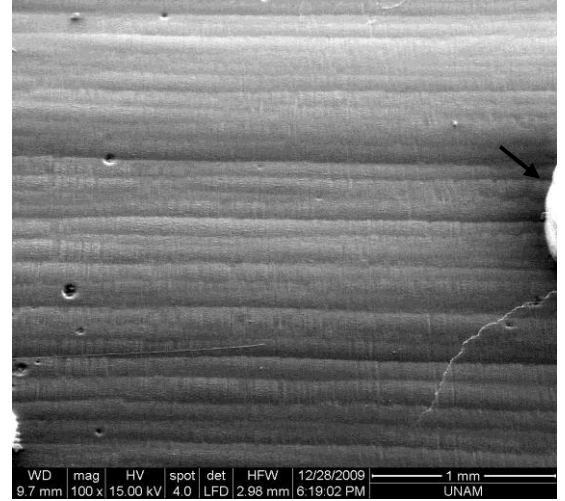
(a₁)



(a₂)



(b₁)



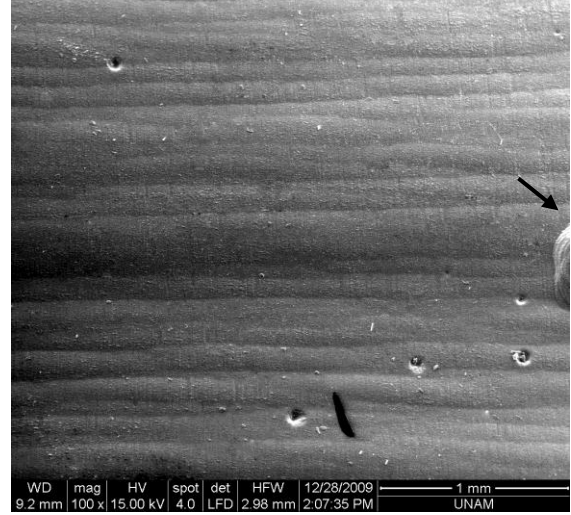
(b₂)

Şekil 4.12. Dentin ve PIC ölçü yüzeyin SEM görüntüleri; dentin yüzeyler (a₁, b₁), kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (a₂), nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (b₂), ok işareti: dentin örnek üzerinde oluşturulan ve ölçü üzerine aktarılan 'V' işareti

PC ölçü maddesi kuru ve nemli ortamda başarılı detay kopyalama kabiliyeti göstermektedir (Şekil 4.13).



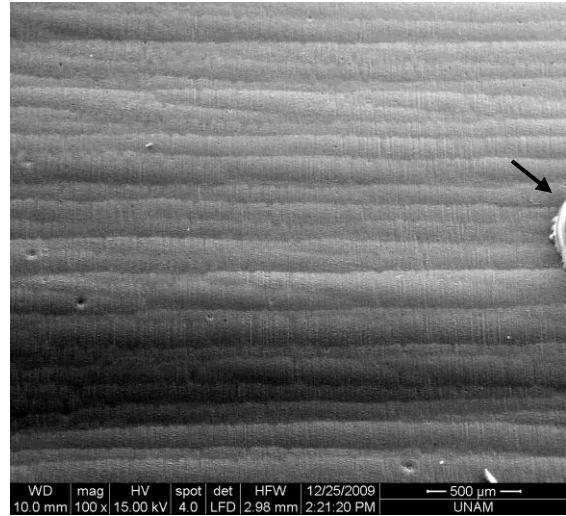
(a₁)



(a₂)



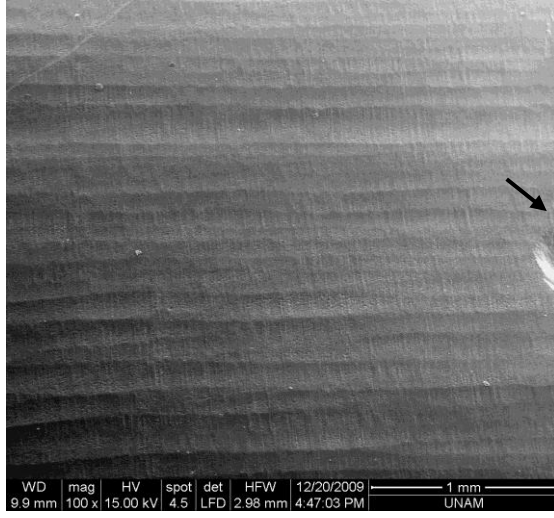
(b₁)



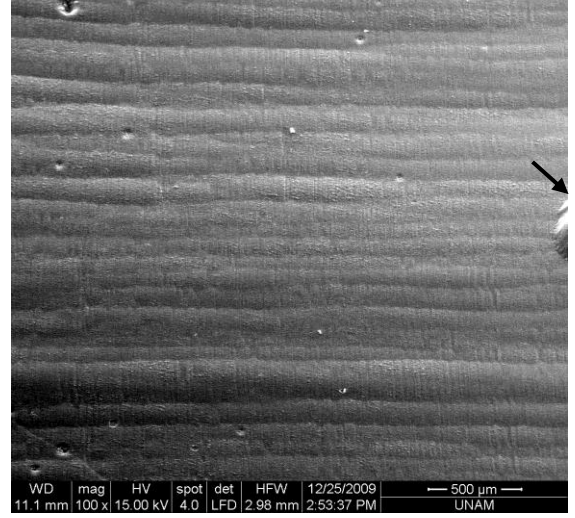
(b₂)

Şekil 4.13. Dentin ve PC ölçü yüzeyin SEM görüntüleri; dentin örnekler (a₁, b₁) , ölçü yüzeyin SEM görüntüleri, dentin yüzeyler (a₁, b₁), kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (a₂), nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (b₂), ok işareti: dentin örnek üzerinde oluşturulan ve ölçü üzerine aktarılan 'V' işareti

PCNS ölçü maddesi kuru ortamda başarılı detay kopyalama kabiliyeti göstermektedir. Ancak nemli dentin yüzeyi kullanılarak hazırlanan ölçü örneğin SEM fotoğraflarında nemle karşılaşan bölgelerde detay kayıpları gözlenmektedir (Şekil 4.14).



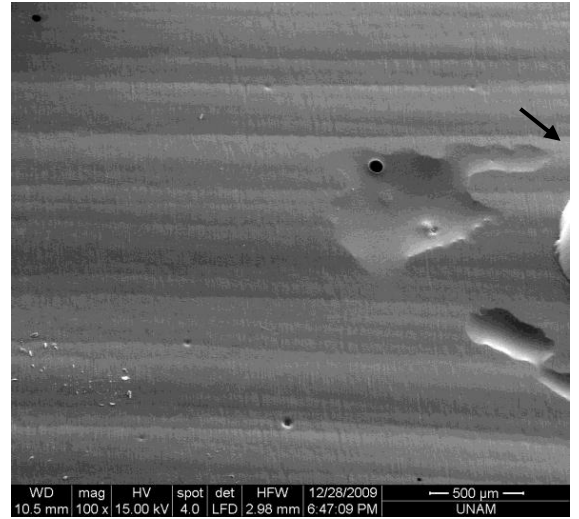
(a₁)



(a₂)



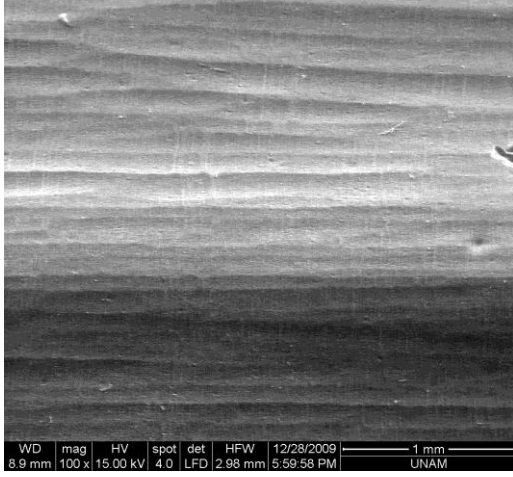
(b₁)



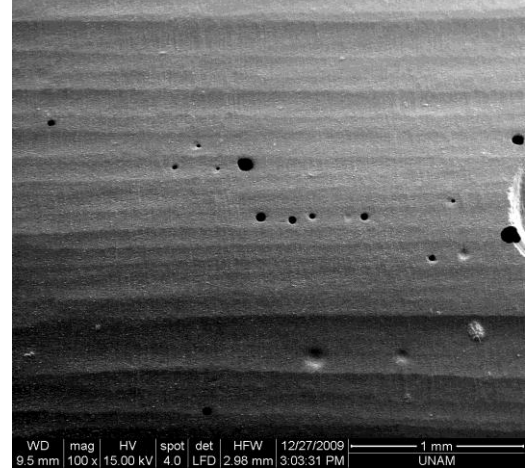
(b₂)

Şekil 4.14. Dentin ve PCNS ölçü yüzeyin SEM görüntüleri; dentin yüzeyler (a₁, b₁) kuru dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (a₂), nemli dentin yüzeyinden alınan ölçü yüzeyi (b₂), ok işareti: dentin örnek üzerinde oluşturulan ve ölçü üzerine aktarılan 'V' işareti

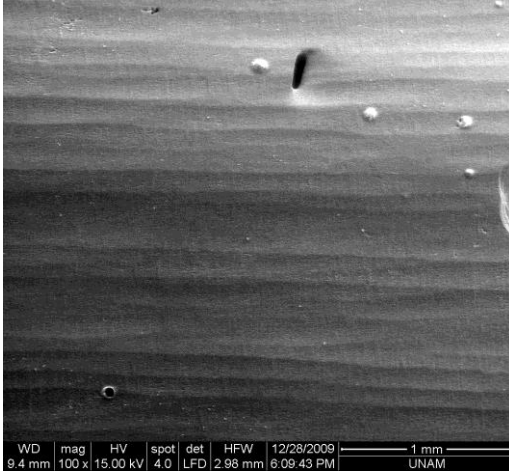
Poliüretan model materyali değerlendirilen tüm ölçü maddeleri ile başarılı detay kopyalama kabiliyeti göstermiştir (Şekil 4.15).



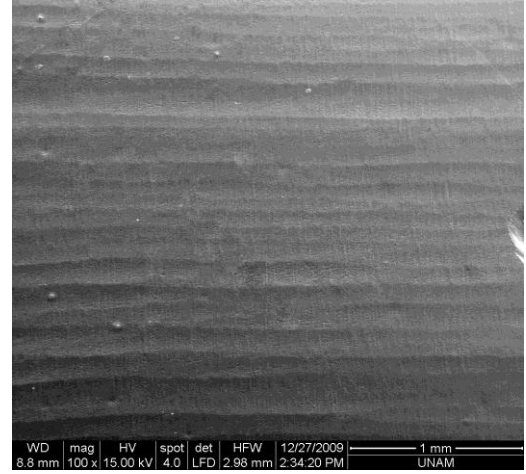
(a)



(b)



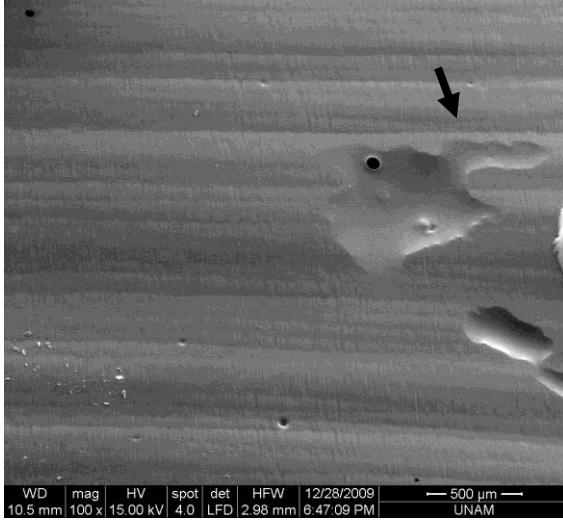
(c)



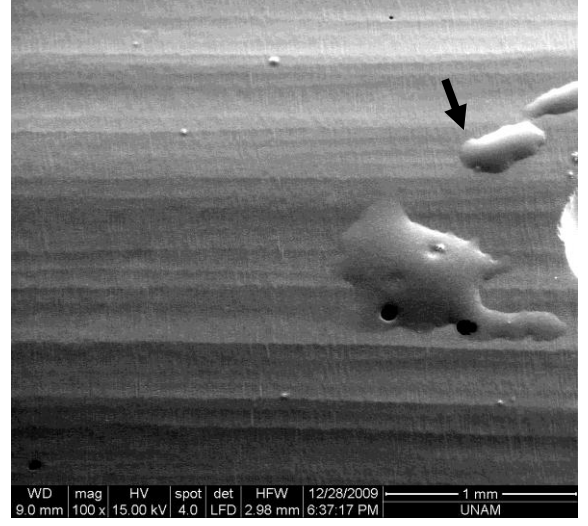
(d)

Şekil 4.15. IGL(a), PIC(b), PC(c) ve PCNS(d) ölçü örnekler kullanılarak hazırlanan poliüretan rezin örneklerin SEM görüntüleri

Nemli dentin koşullarında PCNS ölçü maddesi kullanıldığında ölçü yüzeyinde gözlenen detay kaybı, poliüretan rezin kullanılarak hazırlanan model üzerinde de görülmektedir (Şekil 4.16).



(a)



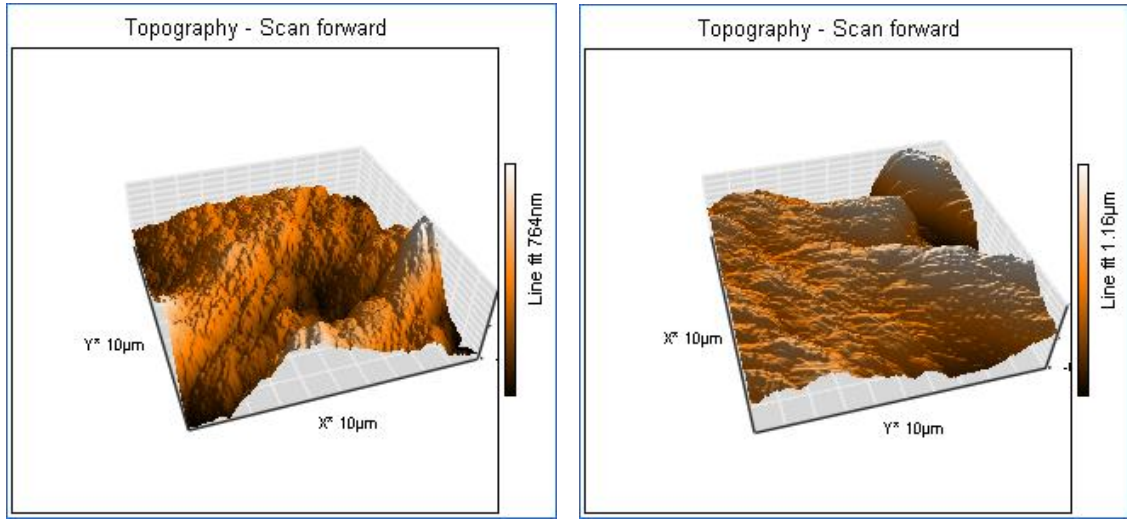
(b)

Şekil 4.16. Nem varlığında PCNS ölçü maddesi ile hazırlanan ölçü örnek (a) ve ölçü örneğin rezin replikasının (b) SEM görüntüleri; ok işareti: ölçü ve rezin örnek üzerinde gözlenen detay kayıpları

4.2.3. AFM Analizi Bulguları

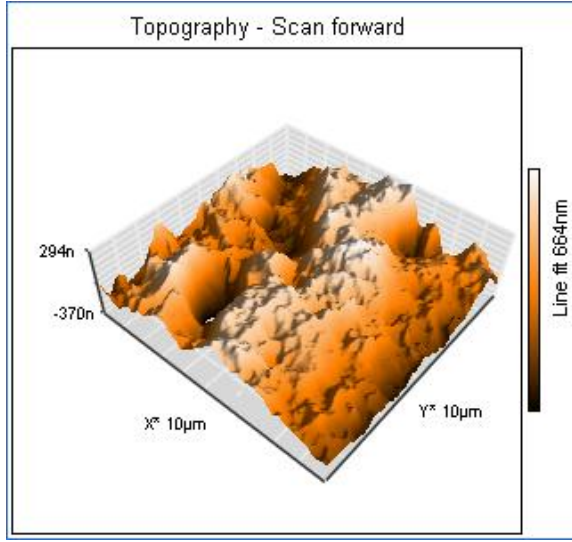
Çalışmamızda AFM ile 10 μm ×10 μm boyutlarında bir alan taranmaktadır. Kullanılan teknik dentin, ölçü ve rezin örnekler üzerinde aynı alanların taranmasına izin vermemektedir. Bu nedenle AFM bulguları sırasıyla dentin örnekler, kuru ve nemli dentin yüzeyinden hazırlanan ölçü örnekler ve son olarak da rezin örneklerin görüntüleri olarak verilmiştir.

1200 grid zımpara ile yüzey şekillendirmesi yapılan dentin örneklerin benzer yüzey karakteristiği gösterdiği gözlenmiştir (Şekil 4.17).

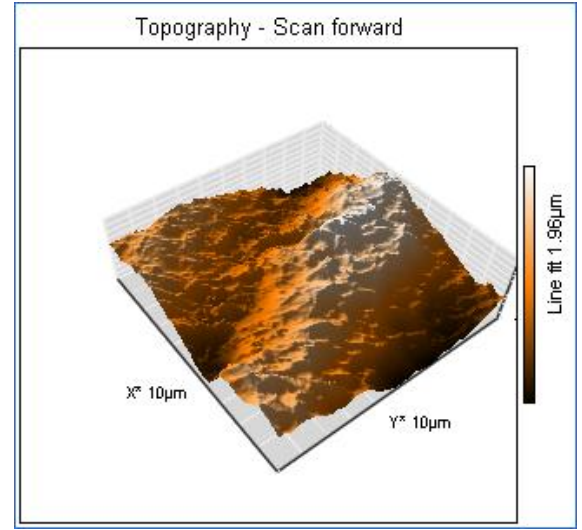


Şekil 4.17. 2 farklı dentin örneğin 3D AFM görüntüsü

IGL, PIC ve PC ölçü maddeleri kuru ve nemli ortamda benzer detay kopyalama kabiliyeti göstermektedir (Şekil 4.18, 4.19, 4.20).

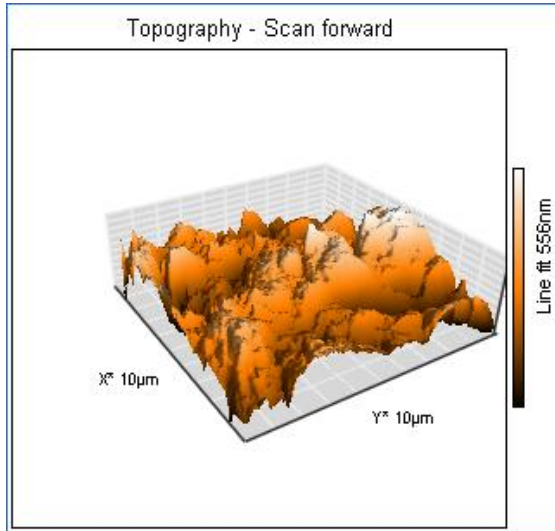


(a)

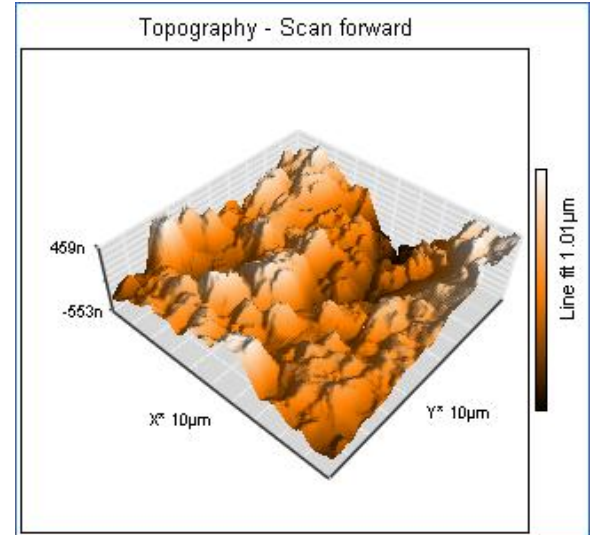


(b)

Şekil 4.18. IGL ölçü yüzeylerin 3D AFM görüntüleri; referans yüzey kuru dentin yüzeyi (a), referans yüzey nemli dentin yüzeyi (b)

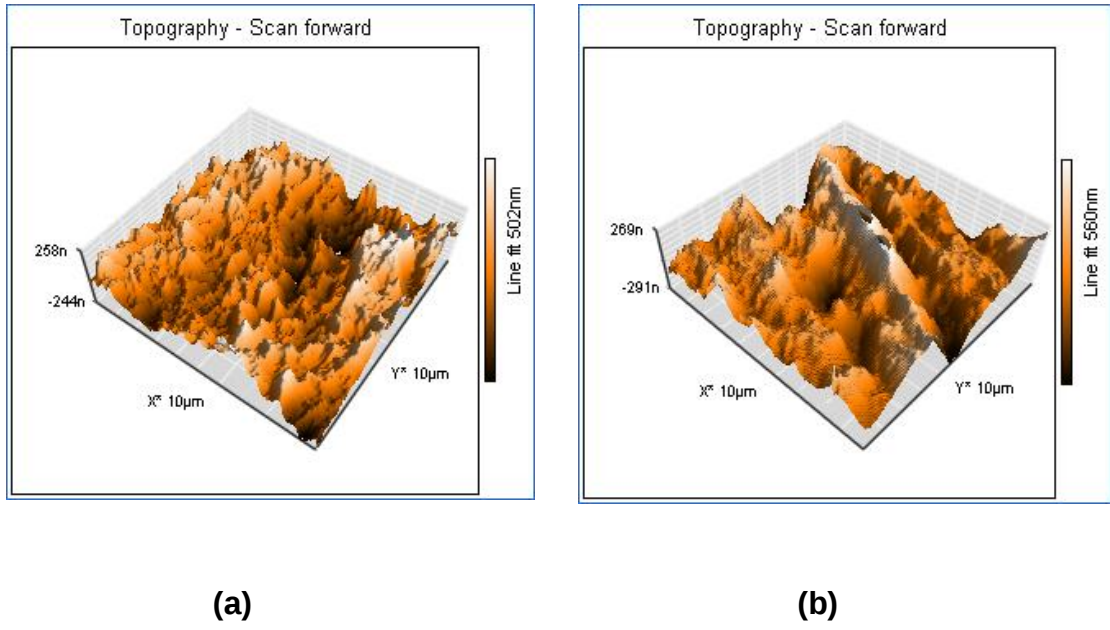


(a)



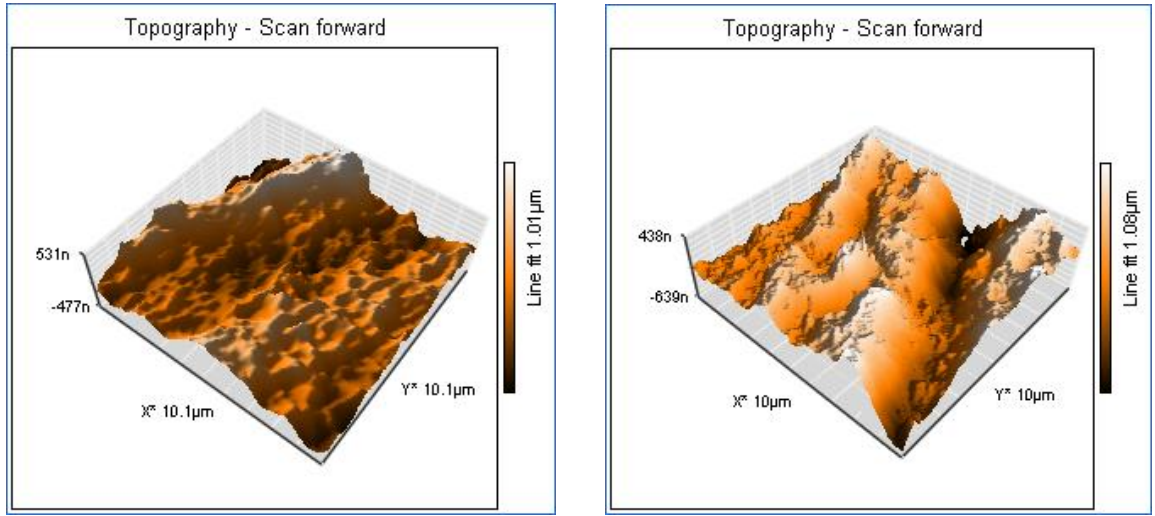
(b)

Şekil 4.19. PIC ölçü yüzeylerinin 3D AFM görüntüleri; referans yüzey kuru dentin yüzeyi(a),referans yüzey nemli dentin yüzeyi (b)



Şekil 4.20. PC ölçü yüzeylerinin 3D AFM görüntüleri; referans yüzey kuru dentin yüzeyi (a), referans yüzey nemli dentin yüzeyi (b)

IGL, PIC ve PC ölçü maddeleri kuru ve nemli ortamda dentin yüzeyleri ile ve birbirleriyle benzer detay kopyalama özellikleri göstermektedir. Dentin örneklerde gözlenen çok küçük girinti ve yükseltelerin kopyalanabildiği görülmüştür.



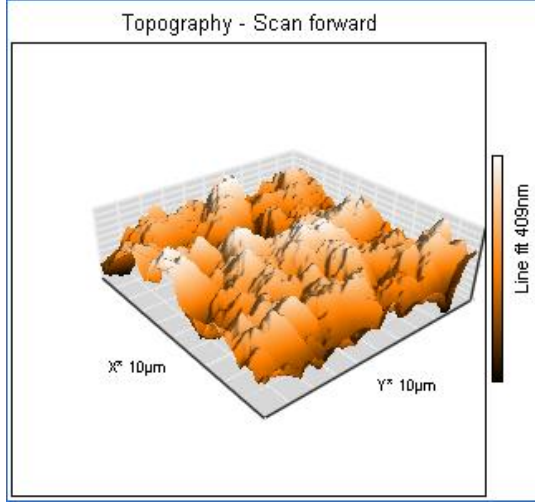
(a)

(b)

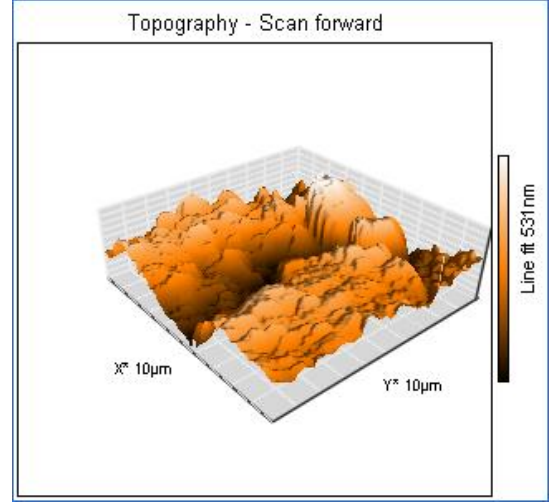
Şekil 4.21. PCNS ölçü yüzeylerinin 3D AFM görüntüleri; referans yüzey kuru dentin yüzeyi (a), referans yüzey nemli dentin yüzeyi (b)

PCNS ölçü maddesi, kuru dentin yüzeyini değerlendirilen diğer ölçü maddeleri ile benzer şekilde kopyalayabilmiştir. Tüm yüzey boyunca dentin yüzeyinde olan girinti ve yükseltelerin ölçü örneğe aktarıldığı görülmektedir. Ancak nemli dentin yüzeyin ölçü örneğinde bazı bölgelerde yüzey detayı takip edilememektedir. Bu bölgelerin neme maruz kalmış yüzeyler olduğu tahmin edilmektedir. Değerlendirilen tüm gruplarda bazı alanlarda benzer görüntüler mevcuttur ancak sadece PCNS nemli örneklerde ölçüm yüzeyine göre bu denli büyük bir alanda yüzey detayı gözlenememesi neticesinde materyalin başarısız olduğu düşünülmüştür (Şekil 4.21).

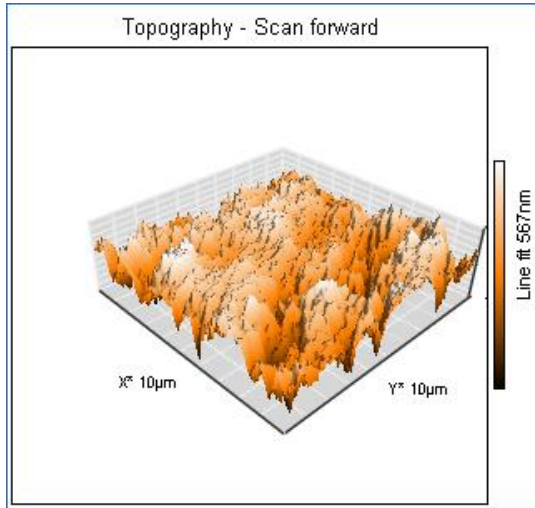
Poliüretan model materyali değerlendirilen tüm ölçü maddeleri ile başarılı detay kopyalama kabiliyeti göstermiştir (Şekil 4.22).



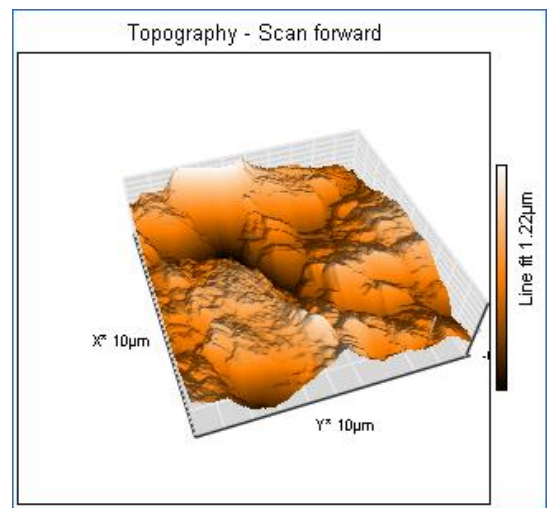
(a)



(b)



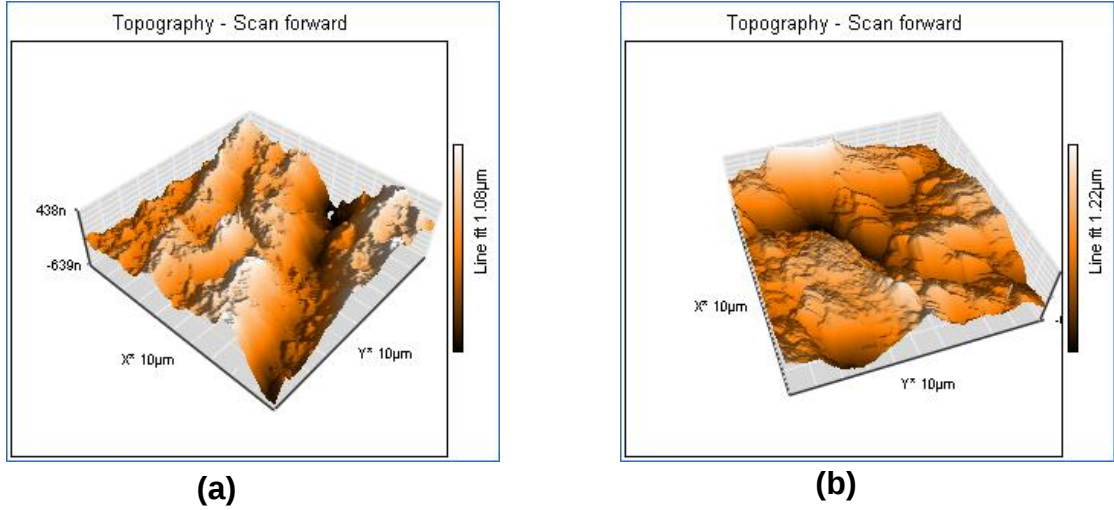
(c)



(d)

Şekil 4.22. IGL(a), PIC(b), PC(c) ve PCNS(d) ölçü örnekler kullanılarak hazırlanan poliüretan resin örneklerin 3D AFM görüntüleri; referans yüzey kuru dentin yüzeyi

Nemli dentin koşullarında PCNS ölçü maddesi kullanıldığında ölçü yüzeyinde gözlenen detay kaybı, poliüretan rezin kullanılarak hazırlanan model üzerinde de görülmektedir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Nemli dentin yüzeyinde PCNS ölçü maddesi ile hazırlanan ölçü örnek(a) ve ölçü örneğin rezin replikasının(b) 3D AFM görüntüleri

Çalışmamızın sonuçlarına göre, kendi yapısal özelliği sayesinde hidrofilik olan polieter ölçü maddesi ve sürfaktan ilave edilerek hidrofilik karakter PVS ölçü maddelerinin zamana bağlı göstermiş oldukları hidrofilisitelerinin farklı olmasına rağmen ($p < 0,05$), kuru ve nemli ortamda detay kopyalama yeteneklerinin anlamlı düzeyde farklı olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,0125$). Düşük ıslanabilirlik özellikleri gösteren hidrofobik PVS ölçü maddesi PCNS ise kuru ortam koşullarında diğer ölçü maddeleri ile benzer detay kopyalama özelliği gösterirken ($p > 0,0125$), nem varlığında yetersiz detay kopyalama yeteneği göstermektedir ($p < 0,0125$).

Polimerizasyon sonrasında farklı ıslanabilirlik özellikleri gösteren ölçü maddelerinin ($p < 0,05$) poliüretan rezin esaslı model materyali ile kopyalanabilme özellikleri farklı değildir ($p > 0,0125$). Resin esaslı model materyali değerlendirilen tüm model materyalleri ile başarılı detay kopyalama özelliği göstermektedir ($p > 0,0125$).

5.TARTIŞMA

Protetik bir restorasyonun marjinal uyumu, tekrar eden diş çürüklerini ve gingival inflamasyonu önlemede büyük öneme sahiptir. Day üzerinde indirekt protetik restorasyonlar hazırlanırken, siman boşluğu oluşturmak için bitim hattının 0.5 mm sınırı dışında kalan bölgelere day spacer uygulanmaktadır.¹⁸ Okluzal ya da aksiyel duvarlardaki minör hatalara kıyasla, marjinal bölgedeki defektler çok daha önemlidir ve kesinlikle önlenmelidir.²⁷ Bu nedenle bitim hattı bölgesi mutlaka yüksek doğrulukla kopyalanmalıdır.¹⁸ Özellikle bu bölgede detay kopyalama dolayısıyla uyumun doğruluğu potansiyel sızıntıları azaltmada kritik öneme sahiptir.³⁴ Bu nedenle geleneksel yöntemlerle protetik restorasyonların üretilmesi sırasında, ölçü ve model materyallerinin seçiminde materyallerin detay kopyalama özellikleri mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır.

1970'li yıllardan itibaren, PVS ve polieter ölçü maddeleri kullanılmaya başlanmış, 1990'lı yılların sonlarında ise geliştirilen yapıları ile birçok protetik tedavi için en çok kabul gören ölçü maddeleri haline gelmiştir.¹⁵ Günümüzde de bu ölçü maddelerinin yaygın kullanımı devam etmektedir.² PVS ölçü maddeleri üstün doğruluk^{1,3-7}, boyutsal stabilite^{1,5,7-10}, elastik geri dönüş^{1,6,11} ve uygulama kolaylığı^{1,6,11} gibi avantajlara sahiptir. Polieter ölçü maddeleri de üstün özellikler göstermekle birlikte, PVS ölçü maddelerine kıyasla daha düşük boyutsal stabilite ve elastik geri dönüş özelliklerine sahiptir.^{15,16}

PVS ölçü maddeleri tüm bu üstün özellikleri yanında hidrofobiktir. Bu özellik siloksan bağlarının etrafındaki hidrofobik alifatik hidrokarbon gruplarından kaynaklanmaktadır. Bu özellik düşük yüzey enerjisine ve dolayısıyla düşük ıslanabilirlik değerlerine neden olmaktadır.¹ Bazı üreticiler, polimerize olmuş materyalin yüzey enerjisini arttırdığı bildirilen sürfaktan moleküllerini³⁷ formüllerine ekleyerek, PVS ölçü maddelerinin ıslanabilirliğini arttırmayı amaçlamıştır. Geleneksel hidrofobik PVS ölçü maddelerine kıyasla, sürfaktan içeren PVS ölçü maddelerinin polimerizasyon sonrasında daha üstün ıslanabilirlik özellikleri gösterdiği bilinmektedir.¹²⁻¹⁴ Son yıllarda yapılan çalışmalarda, sürfaktan içeren PVS ölçü maddelerinin polimerizasyon sırasında

da iyi ıslanabilirlik özellikleri gösterdiği bildirilmiştir.^{21,28,29,84} Polieterler ise kimyasal formüllerinde bulunan fonksiyonel gruplarının [karbonil (C=O) ve eter(C–O–C)] su moleküllerini çekerek etkileşime girmesi sonucu, yapısal olarak hidrofilik karakter gösterirler.¹

Yapılan çalışmalarda polieter ölçü maddeleri, sürfaktan ilaveli birçok PVS ölçü maddelerine göre daha iyi ıslanabilirlik göstermiştir.^{12,14,27,28} Ancak son yıllarda tanıtılan bazı yeni tip PVS ölçü maddelerinin polieter ölçü maddesi ile benzer, hatta daha düşük temas açısı değerleri gösterdiği bildirilmektedir.²⁹ Ölçü maddelerinin hidrofilitesi, hem klinik hem de laboratuvar aşamalarında önem kazanmaktadır. Ölçü maddesinin polimerizasyon boyunca sergilediği ıslanabilirlik özelliği detay kopyalaması ile ilişkilendirilebilmektedir.²⁹ Mondon ve Ziegler²⁶ başlangıç hidrofilitesi yüksek ölçü maddelerinin daha iyi detay kopyalama özelliği göstereceğini bildirmiştir. Polimerize materyalin hidrofilitesi ise genellikle model materyali olarak tercih edilen CaSO₄ solüsyonları ile ıslanabilirliği söz konusu olduğunda önemlidir. Alçı modelin yüzey kalitesi, temel olarak ölçü materyalinin ıslanabilirliğine bağlanmaktadır.^{12,14,32}

Ölçü maddelerinin ağız içi dokuları kopyalama özellikleri değerlendirilirken, materyalin ıslanabilirlik özelliğini test etmek, sıklıkla kullanılan bir yöntem olsa da, Takahashi ve Finger⁵⁰ dentin yüzey detayını kopyalamada, ölçü maddelerinin hidrofilitesinin temel faktör olmadığını, polimerizasyon hızı, reolojik özellikler ve uygulama özelliklerinin de aynı oranda önemli olduğunu belirtmiştir. Bu nedenle çalışmamızda ölçü maddelerinin detay kopyalama özelliklerini değerlendirirken, farklı yüzey analizi yöntemleri ile elde edilen sonuçların, temas açısı ölçümleri ile ilişkilendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda, IGL polieter ölçü maddesi, sürfaktan içerikleri farklı PIC ve PC PVS ölçü maddeleri ile Kettenbach firması tarafından çalışmamız için üretilen, kimyasal yapısı PVS ölçü maddesi PC ile aynı, ancak sürfaktan içermeyen bir ölçü maddesi olan PCNS, detay kopyalama özellikleri açısından incelenmiştir. IGL, PIC ve PC ölçü maddeleri günümüzde klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Bununla birlikte, Rupp ve arkadaşları²⁹ PIC X-light

PVS ölçü maddesinin, Garant L Duosoft polieter ölçü maddesinden daha iyi başlangıç ıslanabilirlik değeri gösterdiğini bildirmektedir. Halihazırda daha iyi ıslanabilirlik özelliği gösteren bu PVS ölçü materyalinin, aynı zamanda daha üstün detay kopyalama kabiliyetine sahip olup olmadığı araştırılmıştır. Sürfaktan içermeyen deneysel ölçü materyalinin daha düşük ıslanabilirlik göstereceği beklenen bir sonuçtur. Diğer yönden çalışmamızda, düşük ıslanabilirliğin materyalin detay kopyalama kabiliyeti üzerine etkisinin, in vivo koşulların mümkün olduğunca taklit edilmeye çalışıldığı bir in vitro deney düzeneği ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca, ölçü maddelerinin yapısına sürfaktan eklenmesinin etkinliğinin değerlendirilmesi açısından, sürfaktan içermeyen fakat geri kalan kimyasal yapısı, çalışmamızda incelenen PC PVS ile aynı olan PCNS'nin araştırmamıza dahil edilmesinin, çarpıcı olabileceği düşünülmüştür.

Değerlendirilen ölçü maddelerinin temas açısı ölçümleri yapılarak, polimerizasyon boyunca ve sonrasında sergiledikleri ıslanabilirlik davranışları incelenmiştir. Bu amaçla sessile drop yöntemi kullanılmıştır.^{12,14,33,84-87} Tekniğin en önemli avantajı, kullanılan ölçüm cihazının kolay ulaşılabilir olması ve verilerin son derece doğru ve tekrar edilebilir olmasıdır.^{26,28,84}

Islanabilirlik ölçümü farklı parametrelerden etkilenmektedir.⁷² Bu parametrelerin en önemlilerinden biri kullanılan test sıvısıdır. Polimerizasyon boyunca ıslanabilirliğin değerlendirildiği çalışmalarda, bizim de çalışmamızda test sıvısı olarak kullandığımız distile su tercih edilmektedir.^{26,28,29,84} Polimerize elastomerik ölçü maddelerinin ıslanabilirliği incelendiğinde ise, farklı test sıvılarının kullanıldığı görülmektedir. Sıklıkla tercih edilen test sıvıları, kalsiyum sülfat hemihidratın sudaki doygun çözeltisi^{12,27,34,72,75,88} ve distile sudur.^{28,33,87} Solüsyon tarzında hazırlanan test sıvılarında konsantrasyon farklılıkları oluşabilmekte ve bu farklılıklar ölçüm sonuçlarını etkileyebilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda polimerize olmuş materyalin ıslanabilirlik ölçümlerinde de test sıvısı olarak distile su kullanılmıştır.

Temas açısı ölçümlerinin etkilendiği bir başka parametre ise ölçü maddesinin kalınlığıdır. Polimerize olmamış materyalin su damlacığının ağırlığı ile çökebileceği düşünülebilir. Bu nedenle damlacığın sınırları bilgisayar yazılımı

tarafından tespit edilip hesaplanırken hatalı sonuçlar elde edilebilir. Çalışmamızda kullanılan özel kalıp sayesinde sadece 50 µm kalınlığında standart ve ince ölçü örnekler hazırlanabilmiştir. Bu sayede olası ölçüm hatalarının mümkün olduğunca az olması amaçlanmıştır.

Ölçü maddelerinin polimerizasyon sonrasında ıslanabilirlik özelliklerinin incelenmesinde dikkate alınabilecek bir diğer konu da ağız sıvılarının ölçü yüzey özelliklerine olan etkileridir. Vassilakos ve arkadaşları⁸⁹ tükürük filmin ölçü yüzeyine yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini ve su ile yıkayarak ya da süfaktan uygulamalarıyla uzaklaştırılmasının güç olduğunu ifade etmiştir. Yüzeyde tutunan tükürük film kalınlığının ölçü maddelerinin yüzey enerjisini değiştirdiği ve tükürük ile temas etmiş ölçü örneklerden hazırlanan alçı modellerde daha az hava kabarcığı gözlemlendiği bildirilmiştir.⁸⁸ Araştırmacılar bir başka çalışmalarında, tükürük ile muamele edilen ölçü örneklerden ürettikleri modelleri değerlendirmiştir. Hidrofilik PVS ölçü maddeleri ve polieter ölçü maddeleri ile oluşturulan modellerde, PVS ölçü maddeleri ve kondanzasyon silikon ölçü maddeleri ile oluşturulan modellere kıyasla daha az hava kabarcığı görüldüğünü bildirmişlerdir.¹⁴ Yıldırım ve arkadaşları⁹⁰ akrilik protez kaidelerine candida albicans tutulumunu değerlendirmek amacı ile yüzeyleri tükürük ile muamele ederken, farklı yöntemler ile modifiye edilen bu yüzeylerin temas açısı değerlerini incelemek amacı ile test sıvısı olarak distile su kullanmışlardır. Glantz ve arkadaşları⁹¹ ise aynı diyetle sahip iki bireyden aynı şartlarda elde edilen tükürüğün farklı kompozisyonlar gösterebileceğini bildirmiştir. Bu nedenle temas açısı ölçümlerinde insan tükürüğünün kullanılmasının standardizasyonun sağlanabilmesinde güvenilir olmayacağı düşünülmüştür.

Polimerize olmamış ölçü maddelerinin temas açısı ölçümlerinin zamana bağlı olarak değerlendirildiği çalışmalarda farklı başlangıç ve toplam ölçüm süreleri gözlenmiştir.^{26,27,29,84} Ölçü maddesinin karıştırılmaya başlanması ile ilk ölçümün yapılması arasında geçen süre başlangıç ölçüm zamanı iken testin başlaması ve bitmesi arasında geçen zaman ise toplam ölçüm süresidir.

Rupp ve arkadaşları²⁹ polimerize olmamış ölçü maddelerinin başlangıç hidrofilisitelerini, farklı nem oranlarına sahip bir ortamda değerlendirmiştir.

Başlangıç ölçüm zamanı 30 sn olan bu çalışmada, ölçü maddelerinin başlangıç hidrofilisiteleri değerlendirildiği için sadece 3 sn boyunca ölçüm yapılmıştır. Bu 3 sn'lik zaman diliminde saniyede 25 ölçüm kaydedilmiştir. Kugel ve arkadaşları²⁸ temas açılarını, ölçü maddeleri karıştırılmaya başlandıktan 45 sn ve 120 sn sonra ölçmüştür. Toplam ölçüm süreleri 10'ar sn'dir. 45-55 sn zaman aralığında polimerize olmamış materyalin ıslanabilirlik davranışı değerlendirilirken, 120-130 sn zaman aralığında materyalin polimerizasyon sırasında gösterdiği ıslanabilirlik davranışı değerlendirilmiştir. Başka bir ifade ile polimerizasyon boyunca ıslanabilirlik özelliği değerlendirilirken, ölçü maddesi karıştırıldıktan 120 sn sonra ilk temas açısı ölçümü kaydedilmiştir. Oysa klinik uygulamalarda, ölçü maddeleri ağız içi sıvılarla polimerizasyon süreci öncesinde temas etmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda temas açısı ölçümlerinin, ölçü maddelerinin ağız içi dokularla temas etme anında başlayan ve polimerizasyon sürecini de içine alan, kesintisiz bir period boyunca zamana bağlı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Rupp ve arkadaşları⁸⁴ bir başka çalışmalarında, 210 sn boyunca temas açısı ölçümü yaparken, Mondon ve Ziegler²⁶ 400 sn gibi oldukça uzun bir süre boyunca temas açısı ölçümü yapmıştır. Araştırmacılar önemli değişikliklerin ilk 40 sn'lik zaman diliminde görüldüğü ifade etmiştir²⁶. Bu nedenle çalışmamızda toplam ölçüm süresi belirlenirken, iki çalışma arasındaki başlangıç ölçüm zamanları da hesaba katılarak, belirtilen bu sürenin toplam ölçüm süresinde olmasına özen gösterilmiştir.

Ancak çalışmamızda ilk ölçüm zamanı ve toplam ölçüm zamanı belirlenirken diğer çalışmalardan bağımsız olarak hareket edilmiştir. İlk ölçüm zamanı, deneyimli bir klinisyenin tam ark ölçü alımı sırasında ihtiyaç duyduğu sürenin uygulamalı olarak belirlenmesiyle 25 sn olarak tespit edilmiştir. Rupp ve arkadaşları²⁹ zamana bağlı değişim gözlenmeksizin 30, 60, 90, ve 120. sn'lerde temas açısı ölçümü yapmışlar ve en düşük temas açısı değerlerinin 30. sn'de ölçüldüğünü, değerlendirilen tüm materyallerin başlangıç ıslanabilirliklerinin polimerizasyon süresince azaldığı ifade etmişlerdir. Diğer bir deyişle, ölçü maddesinin karıştırılıp, kaşığa yüklenmesi ve ağıza yerleştirilmesi sırasında

geçen sürenin artmasının materyalin başlangıç ıslanabilirliğinin azalmasına neden olduğu söylenmektedir.²⁹ Buradan klinik uygulamalarda materyalin ıslanabilirlik özelliğinden yararlanabilmek için hızlı bir şekilde çalışılması gerektiği sonucu çıkarılmış ve çalışmamızda bu bilgi göz önüne alınmıştır. Toplam ölçüm süresi belirlenirken ölçü maddelerinin viskozitelerinde gözlenen artışın dikkate alınması gerektiği düşünülmüştür. German ve arkadaşları³⁸ karıştırma anından 60 sn sonra temas açısı ölçümüne başlanılan çalışmalarında, ölçü maddelerinin viskozitelerindeki ilk artışın 90. sn'de olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda ilk ölçüm zamanı karıştırma anından 25 sn sonra başladığı için diğer çalışmadaki 90. sn, 125. sn'ye eş gelmektedir. 125 sn zaman sürecine 10 sn ilave edilerek toplam 135 sn ölçüm yapılmıştır.

Tüm bu çalışmalar arasında, zaman, ortam koşulları, kullanılan ölçüm cihazının ve değerlendirilen ölçü maddelerinin farklı olması gibi metodolojik farklılıklar vardır. Bu nedenle temas açısı değerlerini sayısal olarak değerlendirmek yerine, materyallerin hidrofilitelerinin göreceli olarak değerlendirilmesinin daha anlamlı olacağı düşünülmüştür.

Bu bakış açısı ile çalışmamızın sonuçları, Rupp ve arkadaşlarının²⁹ çalışması ile benzerlik göstermektedir. İki çalışmada da IGL, PIC ve PC ölçü maddelerinin zamana bağlı hidrofilitesi benzer davranış göstermiştir. Dikkat çekici olan PIC ölçü maddesinin yaklaşık olarak diğer silikonlar kadar yüksek olan başlangıç temas açısı değerinin, polietilerle kısa bir süre içerisinde eşitlenmesi ve PIC ölçü maddesinin zamana bağlı olarak daha iyi ıslanabilirlik göstermesidir. Rupp ve arkadaşlarının²⁹ %80 nemlilikte gerçekleştirdiği çalışmada, temas açısı değerlerinin eşitlendiği nokta 0.28. sn iken, bu değer %40 nemlilikte gerçekleştirilen çalışmamızda 17. sn'dir. Aynı çalışmada nemin diğer ölçü maddelerinden farklı olarak PIC'nin temas açısı değerlerinin azalmasına neden olduğu da söylenmiştir.²⁹ İki çalışma arasındaki nem farklılığının, temas açısında gözlenen ani düşüş zamanlarının farklı olmasına neden olabileceği düşünülebilir.

Rupp ve arkadaşları²⁹ %80 nemliliğin, ağız ortamını taklit etmek için kullanıldığını belirtmektedir. Çalışmamızda temas açısı değerlerinin ölçülmesi,

ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özellikleri ile detay kopyalama özellikleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek amacıyla yapılmıştır. Bu nedenle ölçü maddelerinin detay kopyalama testleri ve temas açısı testleri aynı ortam koşullarında (% 40 nemlilikte) yapılmıştır. Ancak temas açısı ölçümlerinin ağız içi nemliliğin taklit edilerek % 80 nemlilik şartlarında yapılması klinik anlamda daha fazla bilgi sağlayabilirken, temas açısı ölçümlerinde amacın materyaller arasındaki hidrofilisite özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi olduğu düşünülmelidir.

Çalışmamızda temas açısı ölçümleri ile ıslanabilirlik davranışları incelenen ölçü maddelerinin, detay kopyalama kabiliyetleri de değerlendirilmiş ve bu iki özellik arasındaki ilişki saptanmaya çalışılmıştır. Ölçü maddelerinin detay kopyalama kabiliyetleri değerlendirilirken, deneylerin in vivo şartlara olabildiğince uygun olacak şekilde yapılmasına özen gösterilmiştir.

Yüzey detayı değerlendirilirken kullanılan referans yüzeyin in vivo şartları ne oranda yansıttığı önemli bir faktördür. Yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde çeşitli referans yüzeylerin kullanıldığı görülmektedir. Bunların başında ADA Sınıflandırması No.19'da standartları tanımlanan çelik yüzey gelmektedir.^{10,19,34,45,46,48} German ve arkadaşları³⁸ metal referans yüzey kullanılarak yapılan çalışmaların mutlak surette yararlı bilgiler sağlayabileceğini ancak, çelik ve minenin yüzey enerjilerinin farklı olması sebebiyle ağız ortamının tam olarak taklit edilemeyeceğini söylemiştir. Diğer araştırmacılardan farklı olarak çalışmalarında üzerinde farklı derinlikte olukların bulunduğu alçı modeli kullanmışlardır.³⁸ Kanehira ve arkadaşları²¹ da benzer bir bakış açısı ile mine, dentin ya da mukoza gibi dental doku özelliklerinin göz ardı edilmesi nedeniyle çelik blok kullanılarak yapılan değerlendirmelerin klinik gerçeğe uygun olmadığını belirtmiştir. Bazı araştırmacılar ise temiz, pürüzsüz bir cam yüzeyin, yüzey pürüzlülüğünün ölçü maddeleri ve model materyalleri ile kopyalanabilirliğini araştırmıştır.⁵² Yapmış olduğumuz bu çalışmada bulgularımızın klinik uygulamalara yön vermesi amaçlanmıştır. Bu nedenle referans yüzey olarak dentin yüzeyinin kullanılmasının daha yararlı olabileceği düşünülmüştür. Peutzfeldt ve Asmussen⁹², Takahashi ve Finger⁵⁰, ile Kanehira

ve arkadaşları²¹ da benzer bakış açısı ile çalışmalarında dentin yüzeyini değerlendirmiştir.

Metal, alçı ve cam yüzeylerin kullanıldığı çalışmalarda ağız dokularının taklit edilememesi bir dezavantaj olsa da, başarılı bir yüzey standardizasyonu gerçekleştirilebilmektedir. Çalışmalarında dentin yüzeyini kullanan araştırmacılar ise yüzey standardizasyonunu dentin yüzeyini zımpara ile aşındırarak sağlamıştır.^{21,50,92} Bu yöntemle standart bir dentin yüzeyi oluşturulsa da klinik gerçeklikten uzaklaşıldığı düşünülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda, dentin yüzey şekillendirmesi aerotor ile yapılmıştır. Standardizasyon sağlamak amacıyla çalışmamız için özel olarak tasarlanan bir sistem kullanılmıştır. Bu sayede örnekler üzerine uygulanan basıncın ve bitirme frezi ile uzaklaştırılan dentin miktarının standardize edildiği düşünülmektedir. Dentin örneklerin gömüldüğü rezin bloğun kenarlarına yerleştirilen durdurucuların yüzeye teması ile preparasyon işlemi tamamlanmıştır. Bu yöntem sayesinde bitirme frezi ile yaklaşık olarak 1 mm dentin dokusu uzaklaştırılması ve elmas frezin yüzeyde oluşturduğu izlerin benzer miktarlarda aşındırılması amaçlanmıştır. Bu yöntemlerle yüzey hazırlıkları tamamlanan diş yüzeylerinin, yapısal özelliklerinden kaynaklanabilecek olası farklılıkları⁹³ önlemek amacıyla sınırlı bir yaş grubu (16-35) bireylerine ait dişler kullanılmıştır.

Frez seçimi yapılırken, frezlerin restorasyonun başarısına olan muhtemel etkileri göz önüne alınmıştır. Kullanılan frez türü restorasyonların marjinal uyum ve retansiyonunu etkileyebilmektedir. Bu etki temelde frezlerin dentin yüzeyinde oluşturdukları farklı yüzey pürüzlülüklerine bağlanabilir.⁹⁴⁻⁹⁶ Tugsten karbit bitirme frezi ile oldukça düzgün bir dentin yüzeyi oluşturulabilirken, elmas ve tungsten karbit frezler kendi içlerinde farklı olmakla birlikte, bitirme frezine kıyasla daha yüksek bir pürüzlülük oluşturmaktadır.^{61,97,98}

İşte dentin yüzeyinde gözlenen bu farklı pürüzlülük değerleri, kullanılan siman türüne de bağlı olarak restorasyonların retansiyon ve marjinal uyumunda etkili olabilmektedir. Çinko fosfat siman yüksek pürüzlülük gösteren yüzeylerde daha yüksek bağlantı dayanımı gösterirken, cam iyonomer siman ve rezin siman kullanıldığında frezlerin oluşturduğu farklı pürüzlülük değerlerinin

restorasyonun retansiyonuna etkisi olmadığı bildirilmiştir.⁹⁴ Marjinal uyum söz konusu olduğunda ise, karbit frez en yüksek marjinal uyumsuzluğu gösterirken, bitirme frezi en düşük marjinal uyumsuzluğu göstermektedir.⁹⁶ Bu bilgiler ışığında yalnızca bazı siman çeşitleri ile kullanıldığında retansiyon kaybına neden olan ve değerlendirildiği tüm siman tipleri ile en yüksek marjinal uyumu gösteren tungsten karbit bitirme frezinin klinik uygulamalar sırasında kullanılmasının yararlı olabileceği düşünülmüş ve çalışmamızda yüzey şekillendirmesi amacıyla kullanılmıştır.

Farklı referans yüzeyler kullanılarak yapılan birçok çalışmada, elastomerik ölçü maddelerinin kuru ortamda çok ince detayları başarı ile kopyalayabildiği gösterilse de klinik uygulamalarda her zaman aynı başarı sağlanamamaktadır.¹ Bazı araştırmacılar bu durumu göz önünde bulundurarak suni nem oluşturmaya çalışmıştır.^{10,19-21,50} Sıklıkla tercih edilen yöntemler referans yüzey üzerine su damlatılması, su buharı uygulaması ya da ölçü alma işleminin su banyosu içerisinde gerçekleştirilmesidir. Farklı olarak German ve arkadaşları³⁸ çalışmalarında referans yüzey olarak kullandıkları alçı blokları 5 dakika boyunca 23°C suda bekletip 3 sn hava ile kurutarak nemlilik sağlamıştır. Su damlatma yöntemini kullanan araştırmacılardan Takahashi ve Finger⁵⁰ 100 µl distile suyu önce örnek üzerine damlatmış, ardından klinik uygulamalara paralellik oluşturması amacıyla kısa süreli hava spreyi uygulamıştır. Araştırmacılar, hava spreyi uygulamasıyla oldukça kuru hale gelen dentin yüzeyinin ideal bir klinik tabloyu yansıttığını belirtmiştir. Ancak klinik uygulamalarda, dentinin biyolojik yapısından kaynaklanan yapısal nemliliği nedeniyle, özellikle restorasyonsuz vital dişlerde bu durumla karşılaşılmasının mümkün olmadığı düşünülmektedir. Hava spreyi uygulansa dahi, pulpa basıncı nedeniyle pulpadan dentine doğru gözlenen sıvı akışı, dentin yüzeyinin her zaman nemli kalmasına neden olmaktadır. Su damlatma ve buhar uygulama yöntemlerini kullanan ve daha nemli yüzeyler oluşturdukları tahmin edilen diğer araştırmacılar ise, damlanın yüzeyde homojen bir şekilde yayılmasına özen göstermiştir. Bu uygulamalar sonucu oluşan nem miktarının araştırmacıların bireysel davranışlarından etkilenebileceği düşünülmektedir.

Oysa yüzey nemliliğini in vivo şartları çok yakın olarak taklit eden in vitro bir düzenele oluşturmak da mümkündür.²²⁻²⁵ Ağız ortamında nemliliğe neden olan kaynaklar düşünüldüğünde ilk akla gelen tükürük ve cep sıvısıdır.¹⁸ Günümüzde kullanılan çeşitli tekniklerle bu sıvı kaynaklarından gelen nem, ağzın birçok bölgesinde önlenebilmektedir. Yüksek emiş gücüne sahip tükürük emiciler yardımıyla tükürük uzaklaştırılabilirken, aşırı tükürük akışı çeşitli ilaçların kullanımıyla kontrol altına alınabilmektedir.¹⁸ Sağlıklı bireylerde birkaç saat içerisinde ancak birkaç µl düzeyinde gerçekleşen cep sıvısı akışını mekanik, kimyasal ya da cerrahi retraksiyon teknikleriyle kontrol altına almak mümkün olabilmektedir.^{18,99}

Tükürük ve cep sıvısına nazaran daha düşük hacimlerde gözlenen ancak herhangi bir izolasyon tekniği ile önlenemeyen diğer nem kaynağı ise pulpa basıncıdır. Bu basınç pulpadan mine dentin sınırına doğru olan daimi bir sıvı akışına neden olur.⁷⁷ Bu sıvı akışını in vitro olarak da oluşturmak mümkündür. Bir çok araştırmacı pulpal basınç simülasyonunun etkin bir nemlilik sağladığını göstermiştir.²²⁻²⁵ Ancak, pulpa basıncı taklit edilerek oluşturulan nemin, klinik uygulamada başarılı bir izolasyon yapılsa dahi, dentin yüzeyinde gözlenen nemliliği temsil ettiği göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışmada, pulpa basıncı simülasyonu ile standart nemlilikte örneklerin hazırlanması amaçlanmıştır. Bu nedenle kullanılan dişlerin dentin kalınlıkları standardize edilmeye çalışılmıştır. 16-35 yaş aralığında genç bireylerden çekilen çürüksüz ve restorasyonsuz molar dişler kullanılmıştır. Her örnek için uygulanan su basıncı da sabittir.

Ölçü maddelerinin detay kopyalama yeteneklerinin değerlendirilmesinde birçok yöntemin kullanılması mümkündür. Bazı araştırmacılar standart ışık altında ve standart mesafede, ölçü örneklerin üzerinde oluşan hava kabarcıklarını sayarak subjektif bir değerlendirme yapmıştır.^{100,101} Birçok araştırmacı ise, ADA Sınıflandırması No:19'da tanımlanan modelin kopyalanabilirliğini, farklı büyütmelerde mikroskop altında değerlendirmiş ve çeşitli skorlama yöntemleri kullanmıştır.^{10,20,34,45} Schelb ve arkadaşları⁴⁵ ile Ragain ve arkadaşları³⁴ ölçü örneğin detay kopyalamasını alçı model elde

ederek incelerken, Petrie ve arkadaşları¹⁰ ile Walker ve arkadaşları²⁰ direkt olarak ölçü örneği değerlendirmiştir.

Diğer bir teknik ise yüzey analizi yapan ölçüm cihazları ile referans yüzey ve replikanın taranması ve yüzey detaylarının karşılaştırılmasıdır.^{19,21,38,50,52,92} Birbirlerine göre çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahip olan yüzey analizi yöntemlerinin bir arada kullanılması, daha geniş bir perspektif ile değerlendirme yapılmasını sağlayabilir. Sıklıkla SEM ve profilometre teknikleri bir arada kullanılmaktadır.^{19,30,50} Verran ve arkadaşları⁵¹ ise SEM, AFM, kontak ve optik profilometre tekniklerini birlikte kullanmıştır.

SEM ve kontak profilometre tekniğini bir arada kullanan Derrien ve Le Menn³⁰ iki boyutlu SEM fotoğrafları ile yüzey girintilerinin derinlik ve açılanmalarının ölçülememesi sonucunda, yöntemin kopyalanan yüzey detaylarını yansıtamadığını bildirmiştir. Araştırmacılar bu nedenle çalışmalarına kontak profilometre tekniğini kullanılarak devam etmişlerdir. Aynı çalışmada kullanılan kontak profilometre tekniğinin, tarayıcı ucun, silikon örnek yüzeyine teması ve 50 mg kuvvet uygulaması nedeniyle çalışma yönündeki girintilerde distorsiyona neden olduğu, ayrıca ucun silikon üzerinde takılması nedeniyle keskin açıların yuvarlaklaştığı da ifade edilmiştir.³⁰ Benzer şekilde kontak profilometre tekniğinin yüzey deformitelerine neden olduğunu belirten Verrana ve arkadaşları⁵¹ ise, yine bir profilometre tekniği olan ancak taramanın, yüzey teması olmadan yapıldığı lazer profilometre tekniğinin kolay deforme olabilen düşük viskoziteli ölçü maddeleri ile başarılı biçimde kullanılabileceğini belirtmiştir. Ancak Rodriguez ve arkadaşları⁵² ölçü ve alçı materyallerinin pürüzlülük özelliklerinin lazer profilometre tekniği ile değerlendirilmesinin doğru sonuçlar vermeyeceğini, pürüzlülük değerlerinin materyallerin renk ve transparanlık özelliklerinden etkilendiğini belirtmiştir. DeLong ve arkadaşları⁵⁹ ise taramanın yine yüzey teması olmadan yapıldığı beyaz ışık optik dijitalleştirme sistemlerinden elde edilen sonuçların lazer profilometrelerin aksine materyalin renginden etkilenmediğini bildirmiştir.

Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda beyaz ışık inteferometre kullanılmıştır. Bu yöntem mine yüzey pürüzlüğünün değerlendirildiği

çalışmalarda kullanılmaktadır.¹⁰² Yöntemin yüzey teması olmadan tarama yapması, pürüzlülük sonuçlarının örneklerin renk ve transparanlık özelliklerinden etkilenmemesi, pürüzlülüğün sayısal olarak ifade edilmesi ve üç boyutlu yüzey haritalarının oluşturulabilmesi avantajları düşünülerek 'Zygo New View' optik profilometre cihazı kullanılmıştır. Optik profilometre cihazı ile 0.2 mm×0.35 mm boyutlarında bir alan taranmış, sayısal değerlendirmeye ek olarak yüzey haritası incelenerek yorumlamalar yapılabilmektedir.

Bu değerlendirme yönteminin yanında daha geniş bir alanda yüzey değerlendirmesi yapılmasının yararlı olabileceği düşünülmüştür. Bu nedenle iki boyutlu görüntü oluşturması dezavantajına rağmen, yaklaşık 3mm×3mm boyutlarında daha geniş bir alanın taranmasına imkan vermesi nedeniyle SEM tekniğinden de yararlanılmıştır. Ayrıca kullanılan düşük akım SEM tekniği sayesinde örnekler altınla kaplanmadan değerlendirilebilmiştir. Orjinal dentin yüzeyi bozulmadan kalabildiği için, referans yüzey üzerinde oluşturulan bir işaret yardımı ile dentin, ölçü ve rezin örnekler üzerinde aynı bölgelerin taranması mümkün olmuştur (Şekil 4.11).

Çalışmamızda kullanılan diğer bir teknik ise AFM'dir. Teknik yüksek derinlik çözömlemesi özelliğine sahiptir. AFM, 3D yüzey görüntüsü oluşturması yanında yüzey pürüzlülüğünü sayısal verilerle değerlendirmeye imkan sağlamaktadır. Ancak kısıtlı tarama alanı ve cihazın düşük hız kapasitesi nedenleriyle AFM'nin yüzey pürüzlülüğünün sayısal ölçümlerinde kullanılmasının sınırlı olduğu da bilinmektedir. Tüm bu etkenler göz önüne alınarak teknikten sadece genel yüzey topografisi hakkında bilgi sağlanması amacıyla yararlanılmıştır. AFM ile 10µm×10µm'lik oldukça dar bir alan taranmıştır. Bu sınırlı tarama alanı nedeniyle referans ve kopyası olan örnekler üzerinde tam olarak aynı noktanın taranması mümkün değildir. Bu nedenle AFM incelemesinde dentin örnekler, yüzeyin 180 gridden başlanarak 1200 gride kadar aşındırıcı kağıtlarla zımparalanmasıyla hazırlanmıştır. Aksi halde, yüzeylerin bitirme frezi ile hazırlanması durumunda taranan alanın vadi, tepe veya vadi tepe birleşim bölgelerinden birinde olması oluşan görüntüler üzerinde farklılık yaratacak ve karşılaştırılma yapılması mümkün olmayacaktır. AFM,

SEM ve 3D optik profilometre sistemlerinin birlikte kullanılması ile farklı sistemlerin en avantajlı yönleri ön plana çıkarılarak geniş bir bakış açısı ile değerlendirme yapılabildiği düşünülmektedir.

Farklı yöntemlerle yapılan değerlendirmeler sonucunda IGL, PIC ve PC ölçü maddelerinin detay kopyalama kabiliyetleri arasında kuru ve nemli ortam koşullarında fark gözlenmemektedir. Ancak PCNS ölçü maddesi kuru ortamda diğer ölçü maddeleri ile benzer detay kopyalama kabiliyeti gösterirken, nemli ortamda izafi olarak başarısız bulunmuştur.

90°'nin altında temas açısı değerleri gösteren ölçü maddeleri hidrofilik olarak tanımlanmaktadır.¹¹ Buna göre IGL, PIC ve PC ölçü maddeleri hidrofilik, başlangıç temas açısı $88,1 \pm 4.42^\circ$ olan PCNS ölçü maddesi hidrofobik olarak kabul edilir. Sürfaktan ilave edilmemiş PVS ölçü maddelerinin hidrofobik yapısı, siloksan bağları etrafındaki hidrofobik alifatik hidrokarbon gruplarından kaynaklanmaktadır.⁶

Peutzfeldt ve Asmussen'e⁹² göre ıslak dentin yüzeyinin taklit edilmesi ölçü maddesinin hidrofilisite derecesi ve viskozitesi ile ilişkilidir. Araştırmacılar 70° den düşük temas açısı değerine sahip ölçü maddelerinin dentin yüzeyinden suyu uzaklaştırabilme kabiliyetinin ölçü maddesinin hidrofilisitesi ile, 70° den yüksek temas açısı değerleri gösteren ölçü maddelerinin suyu uzaklaştırma kabiliyetlerinin ise materyalin viskozitesi ile doğru orantılı olduğunu bildirmektedir.⁹² Ortalama $88,1^\circ$ başlangıç temas açısı değeri gösteren, düşük viskoziteli PCNS ölçü maddesinin dentin yüzeyindeki nemi uzaklaştıramaması sonucu düşük detay kopyalama özelliği gösterdiği düşünülmektedir.

Yapılan istatistiksel analizler sonucu nemli ortamda PCNS ölçü maddesi ile hazırlanan PVS örneklerin, diğer ölçü örneklerden ve dentinden oldukça yüksek bir pürüzlülük değeri gösterdiği tespit edilmiştir. Ölçü yüzeyinde, dentin yüzeyinde ölçülen Ra değerinden daha yüksek pürüzlülük gözlenmesi, ölçü maddesinin düşük hidrofilitesi ve düşük viskozitesi ile suyu uzaklaştıramamasına ve hidrofobik yapısı nedeniyle nemli dentin yüzeyinden kaçmaya çalışırken oluşan yüzey deformitelerine bağlanmaktadır. 3D

interferogramlarda bu yüzey deformitelerinden kaynaklanan farklı yüzey yapısı gözlenirken, diğer ölçü maddelerinde takip edilebilen keskin hatlı vadi ve tepe oluşumları da izlenememektedir.

Takahashi ve Finger⁵⁰ hidrofobik ve hidrofilik özellik gösteren, çok farklı temas açısı değerlerine sahip ölçü maddelerini değerlendirdikleri çalışmalarında, hidrofilisiteden bağımsız olarak değerlendirilen tüm ölçü maddelerinin dentini başarılı biçimde kopyalayabildiğini bildirmişlerdir. Bu bulgular bizim çalışmamızın sonuçları ile kısmen benzerlik gösterse de tamamen örtüşmemektedir. Çalışmamızda hidrofilik ölçü maddeleri kendi içlerinde dentin kopyalama kabiliyetleri açısından fark göstermezken, tek hidrofobik ölçü maddesi olan PCNS'nin nem varlığında detay kopyalama kabiliyeti diğer ölçü maddelerinden düşüktür. Bu uyumsuzluğun iki çalışma arasındaki metodoloji farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Araştırmacılar önce 100µl distile suyu pipet yardımıyla dentin yüzeyine damlatmış ardından kısa süreli hafif hava spreyi uygulaması ile bu suyu uzaklaştırmıştır. Çalışmada bu durum, klinikte arzu edilen ideal bir tablo olarak tanımlanmaktadır. Çalışmamızda ise dentin nemi pulpa basıncı taklit edilerek oluşturulmuştur. Bu sayede in vivo şartlara benzer şekilde, hava spreyi ile uzaklaştırılamayan dentin nemliliği oluşturulması amaçlanmıştır. Çalışmamızda da nemli dentin yüzeyinden ölçü alırken hava spreyi uygulanmıştır. Ancak sabit su basıncı nedeniyle, hava spreyi uygulaması takiben yüzeyin yeniden nemlenmesinin klinikte oluşan yüzey şartlarını daha sağlıklı olarak taklit ettiği düşünülmüştür. PCNS ölçü maddesinin SEM fotoğraflarında gözlenen detay kayıplarının bahsi geçen yüzey nemi nedeniyle oluştuğu tahmin edilmektedir.

Çalışmamızda hidrofilik olmakla birlikte, hidrofilisiteleri arasında anlamlı farklar bulunan ölçü maddelerinin detay kopyalama kabiliyetlerinin farklı olmaması ise bu iki çalışmanın sonuçlarını bir ölçüde benzer kılmaktadır. Ancak şuna dikkat etmek gerekmektedir, diğer çalışmada⁵⁰ hidrofobik ve hidrofilik olarak tanımlanan ölçü maddelerinin detay kopyalama kabiliyetleri arasında fark görülmezken, çalışmamızda hidrofilik olarak tanımlanan ölçü maddeleri arasında fark olmadığı belirlenmiştir.

Kanehira ve arkadaşlarının²¹ dört elastomerik ölçü maddesinin dentin yüzey detayını kopyalama kabiliyetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, dikkat çekici noktalarından biri, farklı ıslanabilirlik özelliği gösteren ölçü maddelerinin, detay kopyalama kabiliyetlerinin benzer olmasıdır. İkinci bir nokta ise temas açısı ölçümlerine göre polieter ölçü maddesinden sonra en iyi ıslanabilirlik özelliği gösteren polieter-PVS yapısındaki hibrit ölçü maddesinin, nem varlığında başarısız detay kopyalama özelliği göstermesidir. Araştırmacılar başarılı detay kopyalayan iki ölçü maddesinin [Impregum (3M ESPE) ve PVS Flexitime (Hereaus Kulzer)] suyu dentin yüzeyinden uzaklaştırabildiğini, ancak hibrit ölçü maddesinin su ile kontamine olmuş yüzey üzerinde kaydığını ve ara yüzde bulunan suyu, küçük parçalara ayırdığını bildirmiştir. Klinik uygulama sırasında bu ölçü maddesinin yüksek viskoziteli kaşık materyali ile kullanılmasının ölçü maddesinin suyu uzaklaştırma kabiliyetini arttırabileceği ileri sürülmektedir. Kanehira ve arkadaşlarının²¹ çalışmalarında da gözlemlendiği üzere, dentinin yüzey detayı kopyalanmasında dental ölçü materyalinin hidrofilisitesinin tek önemli faktör olmadığı, kullanım özellikleri gibi faktörlerin de önemli olabileceği düşünülmektedir.

Benzer bulgulara ulaşan Johnson ve arkadaşları¹⁹ çalışmalarında PVS ve polieter ölçü maddelerinin kuru ve nemli ortamlarda detay kopyalama kabiliyetlerini değerlendirmiştir. Çalışmamızdan farklı olarak düşük, orta ve yüksek viskoziteli ölçü maddelerinin detay kopyalama kabiliyetleri değerlendirilmiş ve düşük viskoziteli ölçü maddeleri kaşık materyalleri ile birlikte kullanılmıştır. Genel sonuçlar itibarıyla polieter ölçü maddeleri PVS ölçü maddelerine göre kuru ortamda alınan ölçüler nemli ortamda alınan ölçülere göre, tek aşamalı ölçü tekniği, çift aşamalı ölçü tekniğine göre, daha başarılı bulunmuştur. Ancak nem varlığında detay kopyalama kabiliyetlerine göre bir değerlendirme yapıldığında, polieter veya PVS ölçü maddelerinden birinin diğerine göre üstün olduğu söylenememektedir. Tek aşamalı ve çift aşamalı tekniklerde benzer başarıyı gösteren PVS ve polieter ölçü maddeleri vardır. Ayrıca polieter ölçü maddesi tek aşamalı teknikte en iyi detay kopyalayan ölçü maddeleri arasında yer alırken, çift aşamalı teknikte bazı PVS'lerin gerisinde kalmıştır. Bu çalışmada ölçü maddelerinin detay kopyalama kabiliyetlerinin

materyalin viskozitesinden ve ölçü tekniğinden de etkilendiği gösterilmiştir.¹⁹ Çalışmamızı viskozite ve ölçü tekniği gibi ilave parametrelerin detay kopyalama özelliği üzerindeki olası etkilerinden arındırabilmek için aynı viskoziteye sahip ölçü maddeleri kullanılmıştır. Ancak bu düşük viskoziteli ölçü maddelerinin kaşık materyalleri ile kullanımında oluşabilecek farklılıklar değerlendirilmemiştir. Araştırmacıların polieter için diğer bir tespitleri ise, ölçü maddesinin kuru ortama göre nemli ortamda daha üstün detay kopyalama özelliği gösterdiğidir. Bu durum polieter ölçü maddesinin kimyasal yapısından kaynaklanan hidrofilisitesine bağlanmaktadır.¹⁹ Bizim çalışmamızda da nem varlığında hazırlanan polieter örneklerin pürüzlülük değeri kuru ortamda hazırlanan örneklere göre dentine daha yakın olsa da, bu durum istatistiksel bir anlamlılık yaratmamaktadır.

German ve arkadaşları³⁸ ölçü maddelerinin detay kopyalama kabiliyetlerinin materyalin ıslanabilirlik ve reolojik özelliklerine bağlı olduğunu bildirmiştir. Derin yüzeylerde yüksek başlangıç akışkanlık özelliğinin önemli olduğu, sıg yüzeylerde ise hidrofilisitenin önemli olduğu ifade edilmiştir. Derin yüzeylerde polieter ölçü maddesi ve değerlendirilen 3 PVS ölçü maddesinden sadece bir tanesi başarılı bulunmuştur. Bu iki ölçü maddesinin ortak noktası diğer ölçü maddelerine göre göstermiş oldukları yüksek başlangıç akışkanlıklarıdır. İki materyalin, polimerizasyon süreci boyunca akışkanlık özellikleri değişmektedir; polieter ölçü maddesi PVS ölçü maddesine kıyasla daha uzun süre akışkanlığını korumaktadır. Çalışmada sıg girintilerin, tüm ölçü maddelerinde orginal girintilere göre daha büyük boyutlu olduğu bildirilmiştir. Bu yüzeylerde sadece yapısal hidrofilisiteye sahip polieter ölçü maddesi başarılı bulunmuştur. PVS ölçü maddelerinin başarısızlıkları şu şekilde açıklanmaktadır. Ölçü maddelerinin hidrofobik yapıları suyun yüzeyde tutulmasına neden olur. Yüzeydeki bu su da ölçü maddesine geri itici bir kuvvet uygulayarak, ölçü maddesinin yüzey kenarlarına itilmesine ve ölçünün orjinalden daha büyük boyutlara ulaşmasına neden olmaktadır.³⁸ Polieter ölçü maddesinin ise hidrofilik yapısı sayesinde suyun büyük kısmının kaçışına izin verdiği ve ölçünün girinti yüksekliğine daha yakın olduğu belirtilmektedir. Çalışmamızda genel yüzey taraması yapılmış ve yüzeylerin pürüzlülükleri ortalama pürüzlülük değerleri ve

görüntüler karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Bu nedenle derin ve sığ girintilerde ölçü maddelerinin spesifik davranışları hakkında bir yorum yapılamamıştır. Ancak çalışmamızda nemli dentin yüzeyinden elde edilen PCNS ölçü maddesinin yüzey pürüzlülüğü diğer elastomerik ölçü maddelerine göre yüksek bulunmuştur. Bu artmış pürüzlülük değerinin, araştırmacıların da belirttiği gibi ölçü maddesinin hidrofilite nedeniyle su moleküllerinden kaçarken oluşturduğu artan yüksekliklerden kaynaklandığı düşünülebilir.

Finger ve arkadaşları³⁹ ağız ortamını taklit etmeye çalıştıkları in vitro bir düzenek yardımıyla, metal bir plaka üzerinde genişlikleri 50 µm, 100 µm ve 200 µm, derinlikleri ise 2 mm olan sulkusların polieter ve PVS ölçü maddeleri ile kopyalanabilirliğini değerlendirmiştir. Yapay dişeti dokusu metal plakalar arasına reversible hidrokoloid uygulanarak taklit edilmektedir. Genişliği 200 µm olan sulkus değerlendirilen tüm ölçü maddeleri ve ölçü teknikleri ile benzer şekilde kopyalanabilirken; 50 µm ve 100 µm sulkus genişliğinde en iyi detay kopyalama polieter ölçü maddesi ile elde edilmiştir. Bu bulgular araştırmacılar tarafından polieter ölçü maddesinin (40°) PVS ölçü maddelerinden (60°, 65°, 75°) daha düşük temas açısına sahip olmasına bağlanmıştır. Çalışmamızda temas açısı ölçümleri sonucu polieter ölçü maddesinden daha iyi ıslanabilirlik özellikleri gösteren PIC (PVS) ölçü maddesinin, derin ve sığ ceplerde polieter ölçü maddesi ile benzer ya da daha iyi sonuçlar göstereceği tahmin edilmektedir.

Walker ve arkadaşları²⁰ nemli ortamda polieter ve hidrofilik PVS ölçü maddelerinden sadece polieter ölçü maddelerinin başarılı detay kopyalama kabiliyeti gösterdiğini belirtmektedir. Değerlendirilen bu ölçü maddeleri hidrofilik olarak tanımlanmıştır ancak, ıslanabilirlik özellikleri tam olarak belirtilmemiştir. Yapılan literatür incelemesinde Mondon ve arkadaşlarının²⁶, diğer çalışmada değerlendirilen ölçü maddelerinden Impregum Penta Soft ve Aquasil ölçü maddelerinin polimerizasyon boyunca göstermiş oldukları ıslanabilirlik davranışını değerlendirdikleri tespit edilmiştir. Impregum Penta Soft ölçü maddesinin başlangıç temas açısı değeri $73 \pm 2^\circ$ dir. Bu değer 90° nin altında olduğu için materyal hidrofilik olarak tanımlanmaktadır, Aquasil ölçü maddesinin başlangıç temas açısı ise $117 \pm 5^\circ$ dir. Bu değer ancak 3.5 sn sonra 90° nin

altına inmektedir. Mondon ve arkadaşlarının²⁶ çalışmasında olduğu gibi, bir ölçü maddesi başlangıçta 90°'nin üzerinde temas açısı gösterirken, zamana bağlı olarak temas açısı değerinin azalmasıyla hidrofilik sınırlara ulaşabilir. Walker ve arkadaşları²⁰ iki ölçü maddesini de hidrofilik olarak tanımlayarak, polieter ölçü maddesinin daha iyi detay kopyaladığını belirtse de, ölçü maddelerinin zamana bağlı değişen ıslanabilirlik özelliklerinin çalışmaya dahil edilmemesi nedeniyle hidrofilisite ve detay kopyalama arasındaki ilişkinin tam olarak değerlendirilemediği düşünülmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre hidrofilik ölçü maddelerinin (IGL, PIC, PC) nem varlığında detay kopyalama kabiliyetleri arasında fark gözlenmemiştir. Polimerizasyon sürecinin erken döneminde PIC (PVS) ölçü maddesinin temas açısı değerlerinde gösterdiği ani azalma, materyalin nem varlığında detay kopyalama kabiliyetini diğer bir PVC ölçü maddesine göre istatistiksel olarak farklı kılmamıştır. Ancak ölçü maddelerinin Ra değerlerinin dentin pürüzlülüğüne yakınlığı değerlendirildiğinde, PIC ölçü maddesi PC ölçü maddesine göre daha başarılı bulunmuştur. Bu farkın klinik uygulamalarda dikkate alınması gerektiği düşünülmektedir. Daha az olmakla birlikte IGL ve PIC ölçü maddeleri arasında da benzer bir fark bulunmaktadır. Bu bilgiler ışığında klinik uygulamalarda öncelikle polieter ve PIC ölçü maddelerinin tercih edilmesi önerilse de PC ölçü maddesini kullanmak da yanlış bir tercih olmayabilecektir.

Ölçü maddeleri ile oluşturulan yüzey detayının model üzerine aktarılması protezin başarısı için önemlidir. Geleneksel yöntemlerle restorasyonlar model üzerinde oluşturulmaktadır. Alçı bazlı model materyalleri düşük detay kopyalama kabiliyeti ve aşınma dayanımına rağmen üstün boyutsal doğrulukları, düşük maliyetleri ve kullanım kolaylıkları nedeniyle en çok kullanılan model materyalleridir.¹ Çalışmamız planlanırken, alçı bazlı model materyallerinin yaygın kullanımını göz önüne alınarak, olarak detay kopyalama kabiliyetlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu doğrultuda yapmış olduğumuz pilot çalışmada, alçı bazlı model materyallerinin, polimerizasyon sonrasında farklı ıslanabilirlik özelliği gösteren ölçü maddeleri ile detay kopyalama özellikleri değerlendirilmiştir. Pratten ve

Craig¹² ölçü maddelerinin temas açısı ölçülerek, modelin yüzey kalitesi hakkında fikir sahibi olunabileceğini söylemektedir. Birçok araştırmacı alçı modelin yüzey kalitesinin, temel olarak ölçü materyalinin ıslanabilirliğine bağlı olduğunu bildirmiş ve düşük temas açısı gösteren ölçü maddeleri ile daha az hava kabarcığı gözlenen, başarılı modellerin oluşturulduğunu belirtmiştir.^{12-14,32,33} Pratten ve Craig¹² polieter ve hidrofilik PVS ölçü maddeleri ile hazırlanan alçı örneklerin benzer yüzey kalitesi gösterdiğini, Panichuttra ve arkadaşları¹³ ve Vassilakos ve arkadaşları¹⁴ ise polieter ölçü maddesinin hidrofilik PVS ölçü maddesinden daha başarılı olduğunu söylemiştir.

Ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özelliklerinin modelin kalitesinde etkili olduğu göz önüne alınarak, artmış hidrofilisitenin detay kopyalama özelliğinde de etkili olabileceği düşünülmüştür. Ancak alçı model materyalinin detay kopyalama kabiliyetinin ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özelliklerinden etkilenmediği ve alçı model materyallerinin bitirme frezi ile oluşturulan yüzey detayını kopyalamada yetersiz kaldığı görülmüştür. Bu durum alçı kristallerinin ölçü maddesi üzerindeki detaydan daha büyük olmasıyla ilişkilendirilmiştir. Zira Derrien ve Le Menn⁴³ ile Duke ve arkadaşlarının⁴⁴ bulguları çalışmamızı desteklemektedir. Derrien ve Le Menn⁴³ alçı model materyalinin 20 µm'den, Duke ve arkadaşları⁴⁴ ise 17 µm'den daha düşük detayları kopyalayamayacağını belirtmiştir.

Yapılan literatür araştırmasında ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özelliklerine göre detay kopyalama yeteneklerinin değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma olduğu gözlenmiştir. Ragain ve arkadaşları³⁴ polieter ve PVS ölçü maddeleri ile oluşturulan alçı modellerde gözlenen detayın kullanılan ölçü maddesine göre farklılık göstermediğini belirtmiştir. Takahashi ve Finger⁵⁰ ise hidrofilik ve hidrofobik ölçü maddelerinin alçı model materyali ile aynı oranda ve başarılı biçimde kopyalandığını bildirmiştir. Araştırmacılar SEM fotoğraflarına bakıldığında alçının yapısal porözitesi nedeniyle detayın ilk bakışta izlenemediğini ancak aşındırma çizgileri gibi ana detayların kolayca görülebildiğini belirtmiştir.

Ancak alçı model materyalinin detay kopyalama kabiliyetinin, kullanılan ölçü maddesinin üretici farklılıklarından etkilenebileceğini bildiren çalışmalar da vardır.^{45,46} Schelb ve arkadaşları⁴⁵ ile Butta ve arkadaşları⁴⁶ farklı ölçü ve alçı kombinasyonlarının detay kopyalama yeteneklerinin farklı olduğunu ifade etmiştir. Araştırmacılar bu bulguları materyallerin ıslanabilirlik davranışları ile ilişkilendirmeden sadece farklı marka materyaller arasında gözlenen farkı göstererek ortaya koymuşlardır.

Bu bilgiler doğrultusunda kaliteli bir alçı yüzey oluşturulmasında ölçü maddelerinin ıslanabilirlik özellikleri ön plana çıkarken, detay kopyalama söz konusu olduğunda daha çok kopyalanacak yüzeyin pürüzlülük derecesinin ön plana çıktığı düşünülmektedir. Çalışmamızda bitirme frezi ile oluşturulan dentin yüzeyi oldukça düz bir yüzeydir. Yaygın şekilde kullanılan elmas frez ile preparasyon yapıldığında detay kopyalama özelliğinin ıslanabilirlik özelliğine göre değişip değişmeyeceğinin araştırılmasının yararlı olacağı düşünülmektedir.

Çalışmamızda alçı bazlı model materyalinin tercih edilme sebebi, pratik uygulamalarda boyutsal doğruluk, kullanım kolaylığı ve düşük maliyet avantajları ile yaygın kullanımının olmasıdır.¹ Ancak yapılan pilot çalışmada gözlenen başarısız detay kopyalama özelliği nedeniyle bir başka model materyali olan poliüretan rezin model materyali kullanılarak çalışmaya devam edilmiştir. Poliüretan rezin esaslı model materyalinin farklı ıslanabilirlik özelliği gösteren ölçü maddeleri ile detay taklit etme ilişkisi değerlendirilmiştir.

Poliüretan rezin esaslı model materyalinin elastomerik ölçü maddeleri ile aktarılan yüzey detayını başarılı biçimde kopyalayabildiği görülmüştür. Çalışmamızla uyumlu biçimde Derrien ve Le Menn⁴³ poliüretan rezin ve epoksi rezin model materyallerinin 1-2 µm boyutlarındaki yüzey detayını kopyalayabildiğini bildirmiştir. Ayrıca bu iki model materyalden poliüretan rezinin küçük girintileri daha net biçimde aktardığı da ifade edilmektedir.

Poliüretan rezin esaslı model materyallerinin detay kopyalama kabiliyetini değerlendiren sınırlı sayıda çalışma vardır. Bir model materyalinin detay kopyalama özelliği kadar boyutsal doğruluk, yüzey sertliği veya marjinal

dayanım, aşınma dayanımı, transvers dayanım, ölçü materyali ile uyumluluk, toksik olmama ve kullanım kolaylığı özelliklerine sahip olması gerekmektedir.^{42,43} İşte poliüretan model materyali düşük boyutsal doğruluk özelliği sebebiyle yaygın bir kullanım alanına sahip değildir.^{42,43,103} Ancak Bloem ve arkadaşlarının¹⁰³ da çalışmalarında dikkat çektikleri bir nokta olan, boyutsal doğruluk farklılıklarının pratik uygulamaları etkileyip ekilemeyeceği sorusunun anlamlı bir bakış açısı olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte Derrien ve Sturtz⁴³ poliüretan rezine %60 oranında silika ilave edildiğinde, polimerizasyon büzülmesinin azaldığını göstermiştir. Bir hafta sonra alçı ve poliüretan rezin arasında gözlenen boyutsal farklılığın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı ifade edilmektedir. Üstelik materyalin üstün ıslatabilme özelliği göstermesi nedeniyle yaklaşık 10 µm olan doldurucu partikül boyutlarının, detay kopyalama yeteneğinin azalmasına neden olmadığı da bildirilmiştir.⁴³ Yüksek transvers dayanım gösteren ve çeşitli doldurucuların ilavesiyle boyutsal doğruluğu artırılan bu model materyalinin, çalışmamızda incelediğimiz ölçü maddeleri ile gösterdiği uyum ve detay aktarma yeteneğinin önemli olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda 4 farklı elastomerik ölçü maddesinin nem varlığında detay kopyalama özellikleri incelenmiştir. Bu elastomerik ölçü maddelerinden IGL, PIC ve PC klinik uygulamalarda yaygın biçimde kullanılmaktadır. Rupp ve arkadaşlarının²⁹ da çalışmalarında göstermiş oldukları gibi PVS türevi olan PIC ölçü maddesinin, polimerizasyon sürecinde, kısa süre içerisinde polieter yapısındaki IGL ölçü maddesinden daha yüksek ıslanabilirlik özellikleri gösterdiği tespit edilmiştir.

PIC ölçü maddesinin, polimerizasyon sırasında karıştırma anından çok kısa bir süre sonra 0° temas açısı ile tam ıslanabilirlik göstermesi nedeniyle, daha iyi detay kopyalama kabiliyeti göstereceği sonucu tahmin edilse de, beklenenin aksine değerlendirilen tüm hidrofilik ölçü maddelerinin benzer detay kopyalama özellikleri göstermesi oldukça çarpıcıdır. Diğer yandan sadece sürfaktan ihtiva etme özelliklerine göre kimyasal yapıları farklılık gösteren PC ve PCNS ölçü maddelerinin polimerizasyon boyunca göstermiş oldukları farklı ıslanabilirlik özellikleri ve dentinin yapısal nemliliği taklit edilmeye çalışılarak

oluşturulan in vitro şartlarda göstermiş oldukları çok farklı detay kopyalama özellikleri, sürfaktanların etkinliğini göstermiştir.

Çalışmamızda oluşturulmaya çalışılan dentin nemliliği, periodontal olarak sağlıklı bir bireyde, tüm izolasyon kurallarına uyulsa bile önlenemeyen, kökenini pulpa basıncından alan yapısal bir nemlilik. Oluşturulan bu ortam koşullarında sadece hidrofobik PCNS ölçü maddesi başarısız detay kopyalama özelliği göstermiştir. Ancak sulkular bölgede sağlıklı bireylerde oldukça küçük hacimli olan ve bir saat içerisinde (Sağlıklı bireylerde akış hızı: 3-8 µl/saat) ancak birkaç mikrolitre seviyesine ulaşan cep sıvısı akışı tam olarak önlenemediğinde artmış bir nemlilikle karşılaşılabılır.⁹⁹ Bu durumda Rupp ve arkadaşlarının²⁹ % 80 nemlilikte ağız ortamının taklit edildiği çalışmalarında daha da düşük başlangıç temas açısı değerlerine sahip olan PIC ölçü maddesinin detay kopyalama kabiliyeti diğer ölçü maddelerinden yüksek olabilir.

Yapılan bu in vitro çalışmada in vivo koşullar mümkün olduğunca taklit edilmeye çalışılmıştır. Ancak sulkular bölgeye ölçü maddesinin uygulanması ya da yumuşak doku teması gibi klinik uygulamaları zorlaştıran faktörler taklit edilmemiştir. Bu noktada klinik uygulamalarda hidrofilik özellik detay kopyalama için önemli olmakta birlikte, materyallerin akışkanlık dereceleri, viskoelastik özellikleri, polimerizasyon süreleri kısacası reolojik özellikleri de önem kazanabilir.

Çalışmamızda incelenen ölçü maddeleri light body viskozitesindedir ve kaşık materyalleri ile kullanılmamışlardır. Johnson ve arkadaşlarının¹⁹ da belirttiği gibi ölçü tekniği, materyallerin detay kopyalama kabiliyetlerini etkilemektedir. Bu nedenle yapılacak çalışmalarda, ölçü tekniğinin de göz önüne alınmasının yararlı olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda boyutsal doğruluk, kullanım kolaylığı ve düşük maliyet özellikleri sebebiyle yaygın şekilde kullanılan Tip IV geliştirilmiş sert alçı model materyallerinin, bitirme frezi ile oluşturulan yüzey detayını kopyalayamadığı gösterilse de daha pürüzlü yüzey karakteristiği oluşturan elmas frez⁹⁶ ile kullanıldığında daha iyi sonuçlar verebilir. Bununla birlikte yapılan pilot çalışma

sonucunda detay kopyalamada göstermiş olduğu başarısızlık nedeniyle çalışmamızın devamında kullanmadığımız alçı model materyalinin, polimerizasyon sonrasında farklı ıslanabilirlik özelliği gösteren ölçü maddeleri ile kullanımında gösterecekleri uyumun bir başka ifadeyle yüzey kalitesinin değerlendirilmesi de yararlı olabilir.

Diğer bir model materyali olan poliüretan rezin ise üstün detay kopyalama yeteneği göstermektedir. Yüksek tranvers dayanım ve aşınma dayanımı özelliklerine de sahip olan bu model materyalinin, belirtilen bu olumlu özelliklerinin değerlendirilmesi amacı ile daha detaylı çalışmaların yapılması gerektiği düşünölmektedir.

Son yıllarda birçok avantajından bahsedilen dijital ölçü teknikleri tanıtılsa da geleneksel ölçü yöntemleri hala sıklıkla kullanılmaktadır. Bu doğrultuda günümüzde yaygın biçimde kullanılan elastomerik ölçü maddelerinin nemli dentin yüzeyinden detay kopyalama özellikleri, klinik koşulların mümkün olduğunca taklit edilmeye çalışıldığı in vitro bir düzenele değerlendirilmiştir. Ancak ölçü maddelerinin başarısının değerlendirilebilmesi için reoloji, boyutsal stabilite, elastik geriye dönüş, yırtılma dayancı gibi farklı fiziksel özelliklerinin bir arada incelenmesi gereklidir. Birçok faktörün etkin olduğu ağız ortamında farklı ölçü maddelerinin protezin başarısına olan etkilerinin incelenebilmesi için ise yapılacak uzun dönem kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır.

SONUÇ

Polieter ölçü maddesi ve farklı özellikte sürfaktan içeren PVS ölçü maddeleri zamana bağlı olarak azalan temas açısı değerleri gösterirken, sürfaktan içermeyen PVS ölçü maddesi sabit temas açısı değerleri göstermektedir.

Sürfaktan ilavesiyle ıslanabilirlik özellikleri artırılan PVS ölçü maddelerinin nem varlığında geleneksel PVS ölçü maddelerine kıyasla daha iyi detay kopyalama özellikleri gösterdikleri tespit edilmiştir ($p<0,0125$).

Farklı derecelerde hidrofilik karakter taşıyan iki PVS ve polieter ölçü maddeleri nemli dentin yüzeyini benzer derecede kopyalama yeteneği göstermektedir ($p>0,0125$).

Elastomerik ölçü maddeleri ile başarılı biçimde kopyalanan yüzey detayının Tip IV geliştirilmiş sert alçı model materyali ile aynı oranda taklit edilemediği tespit edilmiştir. Bununla birlikte, poliüretan rezin esaslı model materyalinin çalışmamızda kullanılan tüm ölçü malzemeleri ile kopyalanan detayları başarı ile modele aktarabildiği gösterilmiştir ($p>0,0125$).

KAYNAKLAR

1. PHILLIPS, R.W., ANUSAVICE, K.J (2007). Philips' Science of Dental Materials, 11th Ed, Saunders Company.
2. CHRISTENSEN, G.J. (2008). Ensuring accuracy and predictability with double-arch impressions. *J Am Dent Assoc*, 139 (8), 1123-1125.
3. JOHNSON, G.H., CRAIG, R.G. (1986). Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent*, 55 (2), 197-203.
4. LIN, C.C., ZIEBERT, G.J., DONEGAN, S.J., DHURU, V.B. (1988). Accuracy of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 59 (3), 288-291.
5. CHEE, W.W., DONOVAN, T.E. (1992). Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent*, 68 (5), 728-732.
6. MANDIKOS, M.N. (1998). Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J*, 43 (6), 428-434.
7. CRAIG, R.G., POWERS J.M. (2002). Restorative dental materials, 11th Ed, C.V. Mosby Company.
8. WILLIAMS, P.T., JACKSON, D.G., BERGMAN, W. (1984). An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 52 (1), 120-125.
9. CRAIG, R.G., URQUIOLA, N.J., LIU, C.C. (1990). Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper Dent*, 15 (3), 94-104.
10. PETRIE, C.S., WALKER, M.P., O'MAHONY A, M., SPENCER, P. (2003). Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent*, 90 (4), 365-372.
11. O'BRIAN, W.J. (2008). Dental materials and their selection, 3th Ed Quintessence Publishing Company.
12. PRATTEN, D.H., CRAIG, R.G. (1989). Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent*, 61 (2), 197-202.

13. PANICHUTTRA, R., JONES, R.M., GOODACRE, C., MUNOZ, C.A., MOORE, B.K. (1991). Hydrophilic poly(vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont*, 4 (3), 240-248.
14. VASSILAKOS, N., FERNANDES, C.P. (1993). Surface properties of elastomeric impression materials. *J Dent*, 21 (5), 297-301.
15. CHRISTENSEN, G.J. (1997). What category of impression materials best for your practice? *J Am Dent Assoc*, 128 (7), 1026-1028.
16. ENDO, T., FINGER, W.J. (2006). Dimensional accuracy of a new polyether impression material. *Quintessence Int*, 37 (1), 47-51.
17. SHIRATSUCHI, H., KOMINE, F., KAKEHASHI, Y., MATSUMURA, H. (2006) Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 95 (3), 237-242.
18. SHILINBURG, H.T. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3th Ed, Quintessence Publishing Co, Inc.
19. JOHNSON, G.H., LEPE, X., AW, T.C. (2003). The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent*, 90 (4), 354-364.
20. WALKER, M.P., PETRIE, C.S., HAJ-ALI, R., SPENCER, P., DUMAS, C., WILLIAMS, K. (2005). Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont*, 14 (3), 158-163.
21. KANEHIRA, M., FINGER, W.J., KOMATSU, M. (2007). Surface detail reproduction with new elastomeric dental impression materials. *Quintessence Int*, 38 (6), 479-488.
22. PASHLEY, D.H., MATTHEWS, W.G., ZHANG, Y., JOHNSON, M. (1996). Fluid shifts across human dentine in vitro in response to hydrodynamic stimuli. *Arch Oral Biol*, 41 (11), 1065-1072.
23. GUPTA, R., TEWARI, S. (2006). Effect of rotary instrumentation on composite bond strength with simulated pulpal pressure. *Oper Dent*, 31 (2), 188-196.
24. SAURO, S., PASHLEY, D.H., MONTANARI, M., CHERSONI, S., CARVALHO, R.M., Toledano, M. (2007). Effect of simulated pulpal pressure on

dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 23 (6), 705-713.

25. MAZZITELLI, C., MONTICELLI, F., OSORIO, R., CASUCCI, A., TOLEDANO, M., FERRARI, M. (2008). Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dent Mater*, 24 (9), 1156-1163.

26. MONDON, M., ZIEGLER, C. (2003). Changes in water contact angles during the first phase of setting of dental impression materials. *Int J Prosthodont*, 16 (1), 49-53.

27. MICHALAKIS, K.X., BAKOPOULOU, A., HIRAYAMA, H., GAREFIS, D.P., GAREFIS, P.D. (2007). Pre- and post-set hydrophilicity of elastomeric impression materials. *J Prosthodont*, 16 (4), 238-248.

28. KUGEL, G., KLETTKE, T., GOLDBERG, J.A., BENCHIMOL, J., PERRY, R.D., SHARMA, S. (2007). Investigation of a new approach to measuring contact angles for hydrophilic Impression materials. *J Prosthodont*, 16 (2), 84-92.

29. RUPP, F., AXMANN, D., GEIS-GERSTORFER, J. (2008) Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric Impression materials. *Int J Prosthodont*, 21 (1), 69-71.

30. DERRIEN, G., LE MENN, G. (1995). Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent*, 74 (1), 1-7.

31. KENYON, B.J., HAGGE, M.S., LEKNIUS, C., DANIELS, W.C., WEED, S.T. (2005). Dimensional accuracy of 7 die materials. *J Prosthodont*, 14 (1), 25-31.

32. LORREN, R.A., SALTER, D.J., FAIRHURST, C.W. (1976). The contact angles of die stone on impression materials. *J Prosthet Dent*, 36 (2), 176-180.

33. CULLEN, D.R., MIKESELL, J.W., SANDRIK, J.L. (1991). Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. *J Prosthet Dent*, 66 (2), 261-265.

34. RAGAIN, J.C., GROSKO, M.L., RAJ, M., RYAN, T.N., JOHNSTON, W.M. (2000). Detail reproduction, contact angles, and die hardness of elastomeric impression and gypsum die material combinations. *Int J Prosthodont*, 13 (3), 214-220.

35. ULUSOY, M., AYDIN A.K. (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları
36. KESS, R.S., COMBE, E.C., SPARKS, B.S. (2000). Effect of surface treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*, 84 (1), 98-102.
37. NORLING, B.K., REISBICK, M.H. (1979). The effect of nonionic surfactants on bubble entrapment in elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 42 (3), 342-347.
38. GERMAN, M.J., CARRICK, T.E., MCCABE, J.F. (2008). Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent Mater*, 24 (7), 951-956.
39. FINGER, W.J., KUROKAWA, R., Takahashi, H., Komatsu, M. (2008). Sulcus reproduction with elastomeric impression materials: a new in vitro testing method. *Dent Mater*, 24 (12), 1655-1660.
40. SAWYER, H.F., BIRTLES, J.T., NEIMAN, R., PODSHADLEY, A.G. (1973). Accuracy of casts produced from seven rubber impression materials. *J Am Dent Assoc*, 87 (1), 126-130.
41. HEMBREE, J.H., JR., NUNEZ, L.J. (1974). Effect of moisture on polyether impression materials. *J Am Dent Assoc*, 89 (5), 1134-1136.
42. SCHAFFER, H., DUMFAHRT, H., GAUSCH, K. (1989). Distance alterations of dies in sagittal direction in dependence of the die material. *J Prosthet Dent*, 61 (6), 684-688.
43. DERRIEN, G., STURTZ, G. (1995). Comparison of transverse strength and dimensional variations between die stone, die epoxy resin, and die polyurethane resin. *J Prosthet Dent*, 74 (6), 569-574.
44. DUKE, P., MOORE, B.K., HAUG, S.P., ANDRES, C.J. (2000). Study of the physical properties of Type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent*, 83 (4), 466-473.
45. SCHELBO, E., CAVAZOS, E., JR., TROENDLE, K.B., PRIHODA, T.J. (1991). Surface detail reproduction of Type IV dental stones with selected polyvinyl siloxane impression materials. *Quintessence Int*, 22 (1), 51-55.

46. BUTTA, R., TREDWIN, C.J., NESBIT, M., MOLES, D.R. (2005). Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. *J Prosthet Dent*, 93 (6), 540-544.
47. GETTLEMAN, L., RYGE, G. (1970). Accuracy of stone, metal and plastic die materials. *J Calif Dent Assoc*, 46 (1), 28-31.
48. Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. (1977) *J Am Dent Assoc*, 94 (4), 733-741.
49. SCHOEN, F.J., MOHAMMED, H., FISCHLSCHWEIGER, W., GOING, R.E. (1978). Objective evaluation of surface microreplication by dental impression materials. *J Dent Res*, 57 (2), 283-290.
50. TAKAHASHI, H., FINGER, W.J. (1991). Dentin surface reproduction with hydrophilic and hydrophobic impression materials. *Dent Mater*, 7 (3), 197-201.
51. VERRAN J, R.D., BOYD RD, (2003). Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International biodeterioration & biodegradation*, 51, 221-228.
52. RODRIGUEZ, J.M., CURTIS, R.V., BARTLETT, D.W. (2009). Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dent Mater*, 25 (4), 500-505.
53. Elektron Taramalı Mikroskop.
Erişim:[http://host.nigde.edu.tr/hytem/YAYINLAR/ELEKTRON%20TARAMALI%20M%C4%B0KROSKOP%20 SEM.pdf](http://host.nigde.edu.tr/hytem/YAYINLAR/ELEKTRON%20TARAMALI%20M%C4%B0KROSKOP%20SEM.pdf).
- Erişim Tarihi: 25.01.2010,
54. SEITAVUOPIO, P. (2006). The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces.
Erişim: <https://oa.doria.fi/dspace/bitstream/10024/795/1/therough.pdf>
Erişim Tarihi: 28.01.2010
55. WARREN, P.B., ILETT, S.M., POON, W.C. (1995). Effect of polymer nonideality in a colloid-polymer mixture. *Phys Rev E Stat Phys Plasmas Fluids Relat Interdiscip Topics*, 52 (5), 5205-5213.

56. Erişim: <http://en.wikipedia.org/wiki/Profilometer>

Erişim Tarihi: 28.01.2010

57. WIELAND, M., TEXTOR, M., SPENCER, N.D., BRUNETTE, D.M. (2001) Wavelength-dependent roughness: a quantitative approach to characterizing the topography of rough titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16 (2), 163-181.

58. R&D Technical Bulletin

Erişim Adresi: <http://www.zygo.com/library/papers/wifda.pdf>

Erişim Tarihi: 28.01.2010

59. DELONG, R., PINTADO, M.R., KO, C.C., HODGES, J.S., DOUGLAS, W.H. (2001). Factors Influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont*, 10 (2), 78-85.

60. GÜLLÜ, A. ÖZDEMİR, A. ,DEMİR, H. (2003). Yüzey Pürüzlülüğünü Ölçme Yöntemleri ve Mukayesesi. *Teknoloji*, 6 (1-2), 79-92.

61. AYAD, M.F., JOHNSTON, W.M., ROSENSTIEL, S.F. (2009). Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 102 (2), 81-88.

62. WHITEHEAD, S.A., SHEARER, A.C., WATTS, D.C., WILSON, N.H. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22 (6), 421-427.

63. MARTINEZ-GOMIS, J., BIZAR, J., ANGLADA, J.M., SAMSO, J., PERAIRE, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 16 (1), 74-77.

64. BINNING G, Q.C. GERBER CH. (1986). Atomic Force Microscope. *Physical review letters*, 56, 930-933.

65. DOGAN, M. (2005) Kimyada Nanoteknoloji Devri. *Kimya Teknol Derg*, 57, 20-24.

66. YOUNG, P.M., PRICE, R., TOBYN, M.J., BUTTRUM, M., DEY, F. (2004) The influence of relative humidity on the cohesion properties of micronized drugs used in inhalation therapy. *J Pharm Sci*, 93 (3), 753-761.

67. Measurement and Characterization Analytical Microscopy.

Erişim: <http://www.nrel.gov/docs/fy00osti/22211.pdf>

Erişim Tarihi: 28.02.2010

68. ZAIMOĐLU, A. Can, G. ERSOY, A.E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Yayınları.

69. LEE H. (1982). Modern Methods of Restorative Dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc.

70. ATKINS, P.W. (1998). Physical Chemistry. Oxford University.

71. O'BRIAN, W.J. (1989) Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing Co, Inc;

72. CHAI, J.Y., YEUNG, T.C. (1991). Wettability of nonaqueous elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, 4 (6), 555-560.

73. CRAIG, G. PEYTON, F. (1975). Restorative Dental Materials: C.V. Mosby Company

74. GILMAN, L. (1993). A review of instruments for static and dynamic surface interfacial tension measurement. Presented at AOCS meeting and expo. Anaheim;

75. PRATTEN, D.H., COVEY, D.A., SHEATS, R.D. (1990). Effect of disinfectant solutions on the wettability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 63 (2), 223-227.

76. STEPHAN, C., HARGREAVES, K.M. (2005). Pathways of the Pulp: Elsevier Health Science;

77. BRANNSTROM, M., LINDEN, L.A., JOHNSON, G. (1968). Movement of dentinal and pulpal fluid caused by clinical procedures. *J Dent Res*, 47 (5), 679-682.

78. LOPES, G.C., BARATIERI, L.N., DE ANDRADA, M.A., VIEIRA, L.C. (2002). Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*, 33 (3), 213-224.

79. NIKAIDO, T., BURROW, M.F., TAGAMI, J., TAKATSU, T. (1995). Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int*, 26 (3), 221-226.

80. GERNHARDT, C.R., BEKES, K., HAHN, P., SCHALLER, H.G. (2008). Influence of pressure application before light-curing on the bond strength of adhesive systems to dentin. *Braz Dent J*, 19 (1), 62-67.
81. CIANTAR, M., CARUANA, D.J. (1998). Periotron 8000: calibration characteristics and reliability. *J Periodontal Res*, 33 (5), 259-264.
82. JOHNSON, G.H., CRAIG, R.G. (1985). Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent*, 53 (4), 484-490.
83. INAN, H., TAMAM, E., BAĞIŞ, B. (2008). Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *SÜ Diş Hek Fak Dergisi* (17), 171-176.
84. RUPP, F., AXMANN, D., JACOBI, A., GROTEN, M., GEIS-GERSTORFER, J. (2005). Hydrophilicity of elastomeric non-aqueous impression materials during setting. *Dent Mater*, 21 (2), 94-102.
85. CRAIG, R.G., HARE, P.H. (1990). Properties of a new polyether urethane dimethacrylate photoinitiated elastomeric impression material. *J Prosthet Dent*, 63 (1), 16-20.
86. HESBY, R.M., HAGANMAN, C.R., STANFORD, C.M. (1997). Effects of radiofrequency glow discharge on impression material surface wettability. *J Prosthet Dent*, 77 (4), 414-422.
87. ERKUT, S., CAN, G. (2005). Effects of glow-discharge and surfactant treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*, 93 (4), 356-363.
88. VASSILAKOS, N., FERNANDES, C.P., NILNER, K. (1993). Effect of plasma treatment on the wettability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 70 (2), 165-171.
89. VASSILAKOS, N., ARNEBRANT, T., GLANTZ, P.O. (1992). Adsorption of whole saliva onto hydrophilic and hydrophobic solid surfaces: Influence of concentration, ionic strength and pH. *Scand J Dent Res*, 100 (6), 346-353.
90. YILDIRIM, M.S., HASANREİSOĞLU, U., HASIRCI, N., SULTAN, N. (2005). Adherence of *Candida albicans* to glow-discharge modified acrylic denture base polymers. *J Oral Rehabil*, 32 (7), 518-525.

91. GLANTZ, P.O., BAIER, R.E., CHRISTERSSON, C.E. (1996). Biochemical and physiological considerations for modeling biofilms in the oral cavity: a review. *Dent Mater*, 12 (3), 208-214.
92. PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN, E. (1988). Impression materials: effect of hydrophilicity and viscosity on ability to displace water from dentin surfaces. *Scand J Dent Res*, 96 (3), 253-259.
93. ATSU, S.S., AKA, P.S., KÜÇÜKEŞMEN, H.C., KILIÇARSLAN, M.A., ATAKAN, C. (2005). Age-related changes in tooth enamel as measured by electron microscopy: implications for porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*, 94 (4), 336-341.
94. AYAD, M.F., ROSENSTIEL, S.F., SALAMA, M. (1997). Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent*, 77 (2), 116-121.
95. TUNTIPRAWON, M. (1999). Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. *J Prosthet Dent*, 81 (2), 142-147.
96. AYAD, M.F. (2009). Effects of tooth preparation burs and luting cement types on the marginal fit of extracoronary restorations. *J Prosthodont*, 18 (2), 96.
97. AYAD, M.F., ROSENSTIEL, S.F., HASSAN, M.M. (1996). Surface roughness of dentin after tooth preparation with different rotary instrumentation. *J Prosthet Dent*, 75 (2), 122-128.
145-151.
98. AL-OMARI, W.M., MITCHELL, C.A., CUNNINGHAM, J.L. (2001). Surface roughness and wettability of enamel and dentine surfaces prepared with different dental burs. *J Oral Rehabil*, 28 (7), 645-650.
99. GOODSON, J.M. (2003). Gingival crevice fluid flow. *Periodontol 2000*, 31, 43-54.
100. MILLAR, B.J., DUNNE, S.M., ROBINSON, P.B. (1996). An in vivo study of a clinical surfactant used with poly(vinyl siloxane) impression materials. *Quintessence Int*, 27 (10), 707-709.

101. MILLAR, B.J., DUNNE, S.M., ROBINSON, P.B. (1998). In vitro study of the number of surface defects in monophasic and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent*, 80 (1), 32-35.
102. ÇEHRELİ, Z.C., LAKSHMIPATHY, M., YAZICI, R. (2008). Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: a three-dimensional optical profilometry analysis. *Dent Traumatol*, 24 (2), 177-182.
103. BLOEM, T.J., CZERNIAWSKI, B., LUKE, J., LANG, B.R. (1991). Determination of the accuracy of three die systems. *J Prosthet Dent*, 65 (6), 758-762.