



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**ANKARA ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI YAPIDAKİ ELASTOMERİK ÖLÇÜ**  
**MADDELERİNİN DEĞİŞİK ISILARDAKİ REOLOJİK**  
**ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Ayşe Ayda TOPCU**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**  
**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Prof. Dr. Pelin ÖZKAN**

**2015-ANKARA**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI YAPIDAKİ ELASTOMERİK ÖLÇÜ  
MADDELERİNİN DEĞİŞİK ISILARDAKİ REOLOJİK  
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Ayşe Ayda TOPCU**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Pelin ÖZKAN**

**2015-ANKARA**

## KABUL VE ONAY SAYFASI

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı  
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından  
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 27 / 01 / 2015

Prof. Dr. Yasemin KESKİN  
Ankara Üniversitesi  
Jüri Başkanı

ÜYE  
Prof. Dr. Pelin ÖZKAN (Danışman)

ÜYE  
Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU

ÜYE  
Prof. Dr. Gülay ÖZKAN

ÜYE

Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN

## İÇİNDEKİLER

<b>Kabul ve Onay Sayfası</b>	<b>ii</b>
<b>İçindekiler</b>	<b>iii</b>
<b>Önsöz</b>	<b>vi</b>
<b>Simgeler ve Kısaltmalar</b>	<b>vii</b>
<b>Şekiller</b>	<b>viii</b>
<b>Çizelgeler</b>	<b>xii</b>
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Ölçü Maddeleri	2
1.1.1. Elastomerik Ölçü Maddeleri	3
1.1.1.1. Polisülfidler	4
1.1.1.2. Kondanse Polimerizasyonlu Silikonlar	6
1.1.1.3. İlave Polimerizasyonlu Silikonlar (Polivinil siloksan)	7
1.1.1.4. Polieterler	8
1.1.2. Elastomerik Ölçü Maddelerinde Yenilikler	10
1.1.3. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Genel Özellikleri	11
1.1.3.1. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Çalışma ve Sertleşme Zamanı	11
1.1.3.2. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Viskozitesi	11
1.1.3.3. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Boyutsal Stabilitesi	12
1.1.4. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Mekanik Özellikleri	13
1.1.4.1. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Sertlik Özellikleri	13
1.1.4.2. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Kalıcı Deformasyonu	14
1.1.4.3. Elastomerik Ölçü Maddelerinde Viskoelastisite	15
1.1.5. Elastomerik Ölçü Maddelerinde Reolojik Özellik	16
1.2. Reoloji	18
1.2.1. Reolojik Özelliklerin İncelenmesi	18
1.2.1.1. Gerilim (Stress)	19
1.2.1.2. Gerilme (Strain)	19
1.2.1.3. Viskozite	21
1.2.1.3.1. Sıcaklığın Viskoziteye Etkisi	22
1.2.2. Akışkanların Reolojik Özelliklerine Göre Sınıflandırılması	22
1.2.2.1. Plastik akış	23

1.2.2.2. Pseudoplastik akış	24
1.2.2.3. Dilatant akış	24
1.2.2.4. Tiksotropi	25
1.2.3. Reolojik Davranış Çeşitleri	26
1.2.3.1. Viskoplastik Sıvılar	27
1.2.3.2. Viskoelasitite	27
1.2.3.2.1. Creep (Sürünme) Testi	31
1.2.3.2.2. Stress Relaxation (Gerilim Gevşeme) Testi	31
1.2.3.2.3. Dinamik Viskoelastik Testler	33
1.2.4. Reolojik Özelliklerin Ölçülmesi	35
1.2.4.1. Kapiller Reometreler	37
1.2.4.2. Rotasyonel Reometreler	37
1.2.4.3. Eş Merkezli (Concentric) Silindir Reometreler	38
1.2.4.5. Çift Koni-Plaka Reometre	39
1.2.4.6. Koni-Koni Reometre	39
1.2.4.7. Paralel Plak Reometre	39
1.2.4.8. Disk Reometre	39
1.2.4.9. Salınımlı (Oscillatory) Reometreler	40
1.2.4.10. Konvansiyonel Reometreler	40
1.2.4.11. Güncel Reometreler	40
1.2.5. Diş Hekimliğinde Reoloji	40
1.2.5.1. Elastomerlerde Reolojik Özelliklerin Ölçülmesi	42
1.2.5.2. Literatürde Elastomerik Esaslı Ölçü Maddeleriyle Yapılmış Reolojik Çalışmalar	43
1.3. Çalışmanın Amacı	47
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>48</b>
2.1. Ölçü Malzemeleri	48
2.1. Reometre cihazı	51
2.3. Isothermal Curing (Time-dependent Gelification) Testi	53
2.4. İstatistiksel Analiz	55
<b>3. BULGULAR</b>	<b>57</b>
3.1. Farklı sıcaklıklarda Depolama Modülü Değeri Bulguları	57
3.1.1. Vinil Polieter Silikon (Exa'lence) için Depolama Modülü Bulguları	57

3.1.2. Polieter (Monophase) için Depolama Modülü Bulguları	58
3.1.3. Düşük Viskoziteli Polieter (Soft Monophase) için Depolama Modülü Bulguları	60
3.1.4. Polivinil Siloksan (Variotime) Ölçü Maddesi için Depolama Modülü Bulguları	61
3.2. Farklı Sıcaklıklarda Tan Delta Değeri Bulguları	63
3.2.1. Vinil Polieter Silikon için Tan Delta Değeri Bulguları	63
3.2.2. Polieter için Tan Delta Değeri Bulguları	64
3.2.3. Düşük Viskoziteli Polieter için Tan Delta Değeri Bulguları	65
3.2.4. Polivinil siloksan için Tan Delta Değeri Bulguları	66
3.3. Farklı Sıcaklıklarda Kompleks Viskozite Bulguları	67
3.3.1. Vinil Polieter Silikon için Kompleks Viskozite Bulguları	67
3.3.2. Polieter için Kompleks Viskozite Değeri Bulguları	69
3.3.3. Düşük Viskoziteli Polieter için Kompleks Viskozite Değeri Bulguları	70
3.3.4. Polivinil siloksan için Kompleks Viskozite Bulguları	71
3.4. Sabit Sıcaklıkta Ölçü Malzemelerinin Karşılaştırılması	72
3.4.1. Depolama Modülünün Karşılaştırılması	73
3.4.2. Tan Delta Değerlerinin Karşılaştırılması	74
3.4.3. Kompleks Viskozite Değerlerin Karşılaştırılması	76
3.5 Farklı Sıcaklıklarda Reolojik Parametrelerin İncelenmesi	78
3.5.1 Farklı sıcaklıklarda Depolama Modülünün Karşılaştırılması	78
3.5.2 Farklı Sıcaklıklarda Tan Deltanın Karşılaştırılması	82
3.5.3 Farklı Sıcaklıklarda Viskozitenin Karşılaştırılması	87
<b>4. TARTIŞMA</b>	<b>91</b>
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>107</b>
<b>ÖZET</b>	<b>110</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>111</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>112</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>119</b>

## ÖNSÖZ

Protetik diş hekimliğinde yapılan restorasyonların başarısında ilk ve belki de en önemli basamak olan ölçü işleminin başarıyla gerçekleştirilmesi, büyük oranda bu amaçla kullanılan materyallerin özelliklerinin bilinmesi ve uygun koşullarda uygun ölçü maddesinin seçiminin yapılabilmesine bağlıdır. Reolojik analizler bu özelliklerin araştırılmasında çok önemli bir yere sahip olup, literatürde güncel elastomerik ölçü malzemeleri üzerinde yapılan reolojik çalışmalar çok azdır. Doktora tezimizde en güncel ve sıklıkla tercih edilen dört farklı elastomerik ölçü maddesinin reolojik özelliklerinin incelenmiş ve ortamdaki sıcaklık değişimlerinden nasıl etkilendiği araştırılmıştır.

Tez çalışmam ve doktora eğitimim sırasında engin bilgi ve deneyimi ile desteğini hiç esirgemeyen, güleryüzlülüğü ve yardımseverliğiyle yoluma ışık tutan tez danışmanım ve değerli büyüğüm, Sayın Prof. Dr. Pelin ÖZKAN'a,

Tez çalışmam süresince değerli bilgilerini ve desteklerini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Yasemin KESKİN ve Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Kimya Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Gülay ÖZKAN'a,

Doktora eğitimim süresince yanımda olan, güler yüzünü esirgemeyen, beş yıl boyunca birlikte çalıştığım tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı hocalarıma, çalışanlarına; birlikte çok keyifli zamanlar geçirdiğimiz tüm asistan arkadaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Doktora sürecime renk katan, sevgili arkadaşlarım Dr. Dt. Turhan DİDİNEN, Dr. Dt. Burcu BATAK, Dt. Özlem ZEREN, Dt. Pelin TÜFENKÇİ ve Dt. Caner ÖZTÜRK'e, içten dostlukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

Hayatım boyunca geldiğim her güzel noktayı, ulaştığım her başarıyı borçlu olduğum, bitmeyen emekleri ve fedakarlıklarıyla, koşulsuz sevgileriyle, sonsuz destekleriyle hep yanımda olan biricik ailem; sevgili annem Müge UYGUR, sevgili babam Haldun UYGUR, sevgili ağabeyim ARDA UYGUR'a,

Hayat arkadaşım, dostum, en büyük destekçim, varlığıyla bana güven veren, hayatımı anlamlandıran sevgili eşim Orkun TOPCU'ya, her şey için...

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

## SİMGELER ve KISALTMALAR

A	Alan
$^{\circ}\text{C}$	Santigrad derece
dk	Dakika
F	Kuvvet
$G^*$	Kompleks modülü
$G'$	Depolama modülü
$G''$	Kayıp modülü
$\tau$	Gerilim
$\gamma$	Gerilme
Hz	Hertzian (Frekans birimi)
$\text{H}_2$	Hidrojen gazı
ISO	Uluslararası Standart Organizasyonu
kN/m	Kilonewton metre
L	Uzunluk
mPa	Megapascal
mNm	Milnewton metre
mPas	Milipascal saniye
$\mu\text{m}$	Mikrometre
N	Newton (kuvvet birimi)
$\eta$	Viskozite
$\eta'$	Kompleks viskozite
Pa	Pascal
Pa.s	Pascal/saniye <sup>-1</sup>
sn	Saniye
$\tan \delta$	Tanjant delta
$t_0$	Deney başlangıcı
$t_{720}$	Deney süresinin sonu
W	Watt (Güç birimi)
$\omega$	Açısal titreşim frekansı
%	Yüzde

## ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Polisülfitin polimerizasyon reaksiyonu.	5
Şekil 1.2.	Kondanse polimerizasyonlu silikonlarda polimerizasyon reaksiyonu.	6
Şekil 1.3.	İlave polimerizasyonlu silikonlarda polimerizasyon reaksiyonu.	7
Şekil 1.4.	Polieterin polimerizasyon reaksiyonu.	9
Şekil 1.5.	Makaslama kuvveti ve etkilerinin basit küp şekli üzerinde gösterilmesi.	20
Şekil 1.6.	Newtonian akış gösteren sıvılarda kayma hızı – kayma gerilimi grafiği.	23
Şekil 1.7.	Plastik akış gösteren sıvılarda kayma hızı – kayma gerilimi grafiği.	23
Şekil 1.8.	Pseudoplastik akış gösteren sıvılarda kayma hızı- kayma gerilimi grafiği.	24
Şekil 1.9.	Dilatant akış gösteren sıvılarda kayma hızı - kayma gerilimi grafiği.	25
Şekil 1.10.	Dilatant akış mekanizması.	25
Şekil 1.11.	Tiksotropi reogramı.	26
Şekil 1.12.	Akışkan tipine göre kayma hızı – kayma gerilimi grafiği.	27
Şekil 1.13.	Viskoplastik akış eğrisi.	27
Şekil 1.14.	Maxwell modeli ünitesi.	28
Şekil 1.15.	Viskoelastik materyalin mekanik hareketleri:	28
Şekil 1.16.	Voigt elementi birimi.	29
Şekil 1.17.	Elastik materyali temsil eden yay ve viskoz materyali temsil eden sönümleyici.	30
Şekil 1.18.	Creep eğrisi a) uygulanan kayma gerilimi b) deformasyon	31
Şekil 1.19.	a) Çapraz bağlı polimerlerin stress relaxation eğrisi b) Üç elementli model.	32
Şekil 1.20.	a) Çapraz bağlı olmayan polimerlerin stress relaxation eğrisi.	32
Şekil 1.21.	Sinusoidal gerilim uygulanmış a) ideal elastik katılar (Hookean),	33
Şekil 1.22.	Reolojik özellikleri belirlemek için kullanılan rotasyonel ve kapiller aletler	35
Şekil 1.23.	Kapiller viskozmetrelerin şematik görünümü.	37
Şekil 1.24.	Çift eksenli silindir reometrenin şematik görünümü.	38

Şekil 1.25.	Koni ve plaka tipi reometrenin şematik görünümü.	39
Şekil 2.1.	Vinil polieter silikon ölçü maddesi (Exa'lence, GC America)	49
Şekil 2.2.	Polieter ölçü maddesi (Monophase, 3M ESPE, Seefeld)	49
Şekil 2.3.	Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesi (Soft Monophase, 3M ESPE, Seefeld)	49
Şekil 2.4.	Polivinil siloksan ölçü maddesi (Variotime, Heraeus Kulzer, Germany)	50
Şekil 2.5.	Otomatik karıştırma tabancası (Zhermack, DS-50, Rovigo, Italy)	50
Şekil 2.6.	Otomatik karıştırma cihazı (Pentamix, 3M ESPE, Seefeld, Germany)	51
Şekil 2.7.	Gerilim kontrollü reometre cihazı.	52
Şekil 2. 8.	Anton Paar Rheoplus yazılımı (RHEOPLUS/32 V340) ile	53
Şekil 2.9.	Anton Paar Rheoplus ile ölçümün başlatılması ve grafiğin çizdirilmesi.	54
Şekil 3.1.	25°C'de dört farklı ölçü maddesinin depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.	73
Şekil 3.2.	33°C'de dört farklı ölçü maddesinin depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.	73
Şekil 3. 3.	37°C'de dört farklı ölçü maddesinin depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.	74
Şekil 3 4.	25°C'de dört farklı ölçü maddesinin tan delta değerlerinin karşılaştırılması.	74
Şekil 3.5.	33°C'de dört farklı ölçü maddesinin tan delta değerlerinin karşılaştırılması.	75
Şekil 3.6.	37°C'de dört farklı ölçü maddesinin tan delta değerlerinin karşılaştırılması.	75
Şekil 3.7.	25°C'de dört farklı ölçü maddesinin viskozite değerlerinin karşılaştırılması.	76
Şekil 3.8.	33°C'de dört farklı ölçü maddesinin viskozite değerlerinin karşılaştırılması.	77
Şekil 3.9.	37°C'de dört farklı ölçü maddesinin viskozite değerlerinin karşılaştırılması.	77

Şekil 3.10.	Vinil Polieter Silikon ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.	78
Şekil 3.11.	Polieter ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.	79
Şekil 3.12.	Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.	80
Şekil 3.13.	Polivinil siloksan ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.	80
Şekil 3.14.	Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.	81
Şekil 3.15.	Üretici firma tarafından belirtilen sertleşme zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.	82
Şekil 3.16.	Vinil polieter silikon ölçü maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.	82
Şekil 3.17.	Polieter ölçü maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.	83
Şekil 3.18.	Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.	84
Şekil 3.19.	Polivinil siloksan ölçü maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.	84
Şekil 3.20.	Deneyin başlangıcında ( $t_0$ ) üç farklı sıcaklıkta ölçülen tan delta değerlerinin karşılaştırılması.	85
Şekil 3.21.	Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta tan delta değerlerinin karşılaştırılması.	86
Şekil 3.22.	Üretici firma tarafından belirtilen sertleşme zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta tan delta değerlerinin karşılaştırılması.	86
Şekil 3.23.	Vinil polieter silikon ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.	87
Şekil 3.24.	Polieter ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.	88
Şekil 3.25.	Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.	88

- Şekil 3.26. Polivinil siloksan ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi. 89
- Şekil 3.27. Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta viskozite değerlerinin karşılaştırılması. 90
- Şekil 3.28. Üretici firma tarafından belirtilen sertleşme zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta viskozite değerlerinin karşılaştırılması. 90

## ÇİZELGELER

Çizelge 2.1.	Kullanılan ölçü malzemelerinin sertleşme tipi, yoğunluk ve çalışma zamanları.	48
Çizelge 2.2.	Gerilim kontrollü reometre cihazının özellikleri.	52
Çizelge 2.3.	Deneyleerde kullanılan sabit değerler.	53
Çizelge 3.1.	Isothermal Curing Testi Uygulanan Ölçü Maddelerinin Yüzde Birleşimi	57
Çizelge 3.2.	Vinil Polieter Silikon Ölçü Maddesinin Zaman Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı	57
Çizelge 3.3.	Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı.	59
Çizelge 3.4.	Düşük Viskoziteli Polieter Ölçü Maddesinin Zamana Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı	60
Çizelge 3.5.	Polivinil siloksan Ölçü Maddesinin Zaman Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı	61
Çizelge 3. 6.	Vinil polieter silikon Ölçü Maddesinin Zaman Göre Tan Delta Değeri Dağılımı	63
Çizelge 3.7.	Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Tan Delta Değeri Dağılımı	64
Çizelge 3.8.	Düşük Viskoziteli Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Tan Delta Değeri Dağılımı	65
Çizelge 3.9.	Polivinil siloksan Ölçü Maddesinin Zamana Göre Tan Delta Değeri Dağılımı	66
Çizelge 3.10.	Vinil Polieter Silikon Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Vizkozite Değeri Dağılımı	68
Çizelge 3.11.	Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Vizkozite Değeri Dağılımı	69
Çizelge 3.12.	Düşük Viskoziteli Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Viskozite Değeri Dağılımı	70
Çizelge 3.13.	Polivinil siloksan Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Viskozite Değeri Dağılımı	71

## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde kayıp bir dokunun yerine protez planlandığı zaman, canlı dokuların üzerinde direkt olarak protezlerin yapımı mümkün olmadığı için ve hazırlık aşamalarının uzun laboratuvar çalışmaları gerektirmesi nedeniyle, o bölgenin ölçüsünün alınması ve bir model elde edilmesi ihtiyacı ortaya çıkar (Ulusoy ve Aydın, 2005).

Prostodontik Terimler Sözlüğü'nde diş hekimliğinde "ölçü", diş ve çevre dokuların negatif bir kopyasının elde edilmesi işlemi, "ölçü maddesi" ise ölçü alınması amacıyla kullanılan madde veya maddelerin birleşimi olarak tanımlanmıştır (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005).

Başarılı bir tanı koyabilmek ve beraberinde doğru bir dental tedavi uygulayabilmek için, dişleri, diş çevresi dokuları ve çeneler arası ilişkiyi doğru bir şekilde kaydedip artikülatöre aktarabilmek gerekmektedir (Pae ve ark., 2008; Michalakos ve ark., 2004). Bu durum, klinikte alınan ölçülerden elde edilen modellerin doğruluğu ile çok yakından ilişkilidir. Ölçülerin boyutsal doğruluk ve detayları oluşturabilme özelliği açısından kesinlik göstermesi ise model doğruluğu açısından kritik bir öneme sahiptir (McCabe ve Carrick, 1989; German ve ark., 2008; Duman, 2002).

Ölçünün amacı boyutsal olarak stabil, detayların net bir şekilde kopyalandığı bir negatif elde etmektir. Elde edilen restorasyonların uyumu kullanılan ölçü malzemesinden ve uygulanan teknikten büyük oranda etkilenir (Rubel, 200; Hamalian ve ark., 2011). İyi bir ölçü elde edebilmek için, kullanılan ölçü maddesinin klinikte ve laboratuvar ortamında göstermesi gereken belli başlı bazı karakteristik özellikler vardır.

İdeal bir ölçü maddesinin özellikleri şunlardır:

1. Hazırlanışı ve kullanımını kolay olmalıdır.
2. Akıcı olmalı ve akıcılık derecesi kontrol edilebilmelidir.
3. Dokuları ayrıntılı biçimde kaydedebilmelidir.
4. Ağız dokularına ve hastanın genel sağlığına zarar vermemelidir.
5. Tadı ve kokusu rahatsız edici olmamalıdır.

6. Tiraj yapmamalıdır, yani ağızdan çıkarılırken plastik deformasyona uğramamalıdır.
7. Ölçü alındıktan sonra boyutsal değişikliğe uğramamalıdır.
8. Gerekğinde eklemeler yapıp ağıza yeniden uygulanabilmelidir.
9. Ekonomik olmalıdır.
10. Sterilize edilebilmelidir.
11. Ağız ısısında veya ona yakın bir ısıda sertleşebilmelidir.
12. Ölçü içerisine model malzemesi döküldüğünde iki madde arasında kimyasal bir etkileşim olmamalıdır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

Ölçünün doğruluğuna katkıda bulunan pek çok faktör arasında, en önemli etkenlerden biri ölçünün yerleştirilmesi sırasında ağız dokuları ile temastayken akması ve akıcı materyalin nemli oral yüzeyler ile yakın temas edebilmesi ve böylece detayları kaydedip hava kabarcıklarının oluşumuna engel olması sayılmaktadır (Hamalian ve ark., 2011).

### **1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Ölçü Maddeleri**

Diş hekimliğinde kullanılan maddelerin kimyasal yapılarının ve özelliklerinin bilinmesi ve buna göre uygulama alanlarının belirlenmesi başarılı bir tedavi için gereklidir. Bunlar arasında yer alan polimerler, diş hekimliğinin pek çok alanında yararlanan maddelerdendir (Craig, 1996; Duman, 2002).

Diş hekimliğinde, kaide maddesi, tamir maddesi, restoratif madde, siman, ölçü maddeleri, maksillofasiyal madde ve sabit protetik restorasyon maddeleri olarak değişik amaçlarla kullanılan, farklı özelliklere sahip polimer yapıda maddeler bulunmaktadır. Yaygın olarak kullanılan başlıca polimer türler: vinil akrilikler, polistiren, epoksiler, polikarbonatlar, polivinilasetatlar, polietilen, polisülfid, silikonlar, polieter ve poliakrilik asitlerdir (Mutlu, 1992; Craig, 1996; Duman, 2002).

Günümüz diş hekimliğinde uygulanan protetik tedaviler için değişik amaçlara yönelik farklı kimyasal yapı ve özelliklerde ölçü maddeleri geliştirilmiştir.

Yapısal özelliklerine göre ölçü maddeleri;

- a) Elastik olmayan (Ölçü alçısı, Çinko Oksit Öjenol ve Stenç) ölçü maddeleri
- b) Elastik ölçü maddeleri
  - 1. Hidrokolloidler (Agar ve Aljinat)
  - 2. Elastomerler
    - 2.1. Polisülfidler
    - 2.2. Silikonlar (Kondensasyon Silikonlar ve İlave tip Silikonlar)
    - 2.3. Polieterler

şeklinde sınıflandırılmaktadır (Craig ve ar., 2004; Phillips, 1991).

Dental ölçü malzemelerinin dinamik karakterizasyonu, klinik uygulamalar için uygun malzemelerin seçilmesi ve tasarımı ve doğru kullanım protokollerinin geliştirilmesi açısından önemlidir (Lee ve Lee, 2012; Berg ve ark., 2003). Çalışmamızda farklı elastomerik ölçü malzemelerinin çalışma ve sertleşme süresi içindeki reolojik özellikleri ve akış davranışlarına farklı sıcaklıkların etkisi incelenerek bu parametrelerin klinik çalışma koşullarından nasıl etkilendiği araştırılacaktır.

### **1.1.1. Elastomerik Ölçü Maddeleri**

Elastomerik ölçü maddeleri kimyasal olarak sertleşen dönüşümsüz elastik ölçü maddeleridir. Sentetik lastik olarak da sınıflandırılan bu maddeler ADA'nın "susuz elastomerik dental ölçü maddeleri" başlığı altındaki 19 nolu spesifikasyonunda tanımlanmışlardır (Zaimoğlu ve ark., 1993; American Dental Association, 1977).

Yapı olarak elastomerik ölçü maddeleri, belirli noktalardan birbirine bağlanarak 3 boyutlu bir zincir yapısı oluşturan ve aralarında zayıf etkileşimler olan büyük moleküllerden oluşmuşlardır. Çekilme durumunda, gerilme kuvvetleri altında bu zincirler birbiri üzerinden kayarak açılırken, gerilme ortadan kaldırıldığında tekrar eski hallerine geri dönerler. Bu şekilde esneyebilir bir özellik kazanan ve genellikle iki bileşenli sistemlerden oluşan elastomerlerde polimerizasyon veya çapraz

bağlanma, kondensasyon veya ilave reaksiyon ile meydana gelmektedir (Craig, 1996; Zaimoğlu ve ark., 1993; Phillips, 1991; O'Brien, 2002).

Elastomerik ölçü maddeleri, dental alanda kullanıma girmelerinden itibaren, doğru ve güvenilir ölçülerin elde edilmesinde en çok tercih edilen malzemeler haline gelmişlerdir (El Deeb ve ark., 2011). Günümüzde klinik özelliklerinin iyi olması ve güvenilirliklerinin yüksek olması nedeniyle polieter ve polivinil siloksan en çok tercih edilen elastomerik ölçü malzemeleri olarak gösterilmektedir (Enkling ve ark., 2012).

Elastomerik ölçü maddeleri, klinik uygulama sırasında karıştırılmalarından ağıza yerleştirilme anına kadar değişik oda sıcaklığı ve ağız içi sıcaklık değerlerine maruz kalmaktadır. Ölçü maddesinin polimerizasyon süresi bu sıcaklık değişimlerinden etkilenmektedir. Dolayısıyla elastomerlerin klinik çalışma süreci içindeki elastisite değişimleri incelenirken farklı sıcaklık derecelerinin etkisi göz ardı edilmemelidir (Berg ve ark., 2003; Pae ve ark., 2008) .

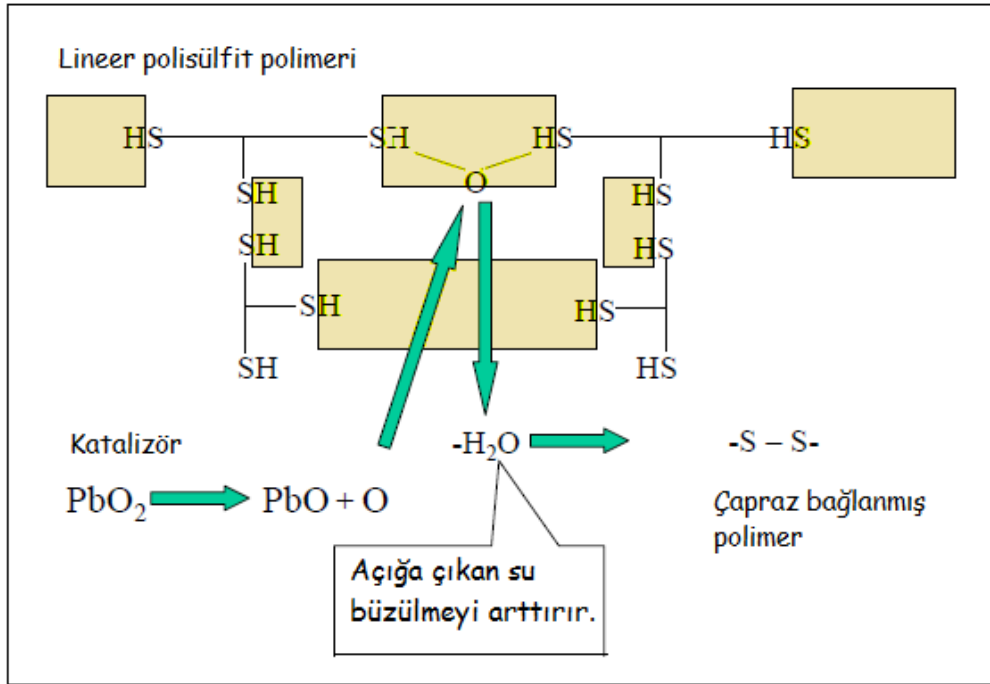
Dental ölçü malzemesi olarak kullanılan dört adet sentetik elastomer mevcuttur. Bunlar, polisüfitler, kondansasyon silikonlar, ilave reaksiyonlu silikonlar (polivinilsiloksan) ve polieterlerdir (O'Brein, 2002).

Polisüfitler dental alanda ilk olarak kullanılan sentetik elastomerik ölçü maddeleri olsa da (1950), bugün dünyada yoğun olarak kullanılan diğer 3 tip ölçü maddesidir. Kondansasyon silikonlar 1955'de, polieter 1965'de ve ilave reaksiyonlu silikonlar ise 1975'de diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur (Phillips, 1991; Powers ve Sakaguchi, 2006).

#### **1.1.1.1. Polisüfitler**

Polisüfit merkaptan, tiokol ya da basitçe plastik esaslı olduğu bilinen elastomerik bir maddedir. Polisüfitin katı halini sağlayan bir matriksi ve oksiti vardır. Ölçü maddesi biri baz biri de aktivatör olmak üzere iki tüp halinde bulunur. Baz, inert (kimyasal etkileşime girmeyen) bir sıvı polisüfit polimeri içerir. Aktivatör, sıklıkla kurşun dioksit bir doldurucu ile az miktarda sülfür ve yağdan oluşur. Polimer üzerinde, terminal "thiol" gruplarının oksidasyonunu başlatıcı rol oynar, bu da zincir uzaması

ve çapraz bağların oluşmasına yol açar (Shillingburg ve ark., 2010, Zaimoğlu ve ark.,1993).



Şekil 1.1. Polisülfidin polimerizasyon reaksiyonu.

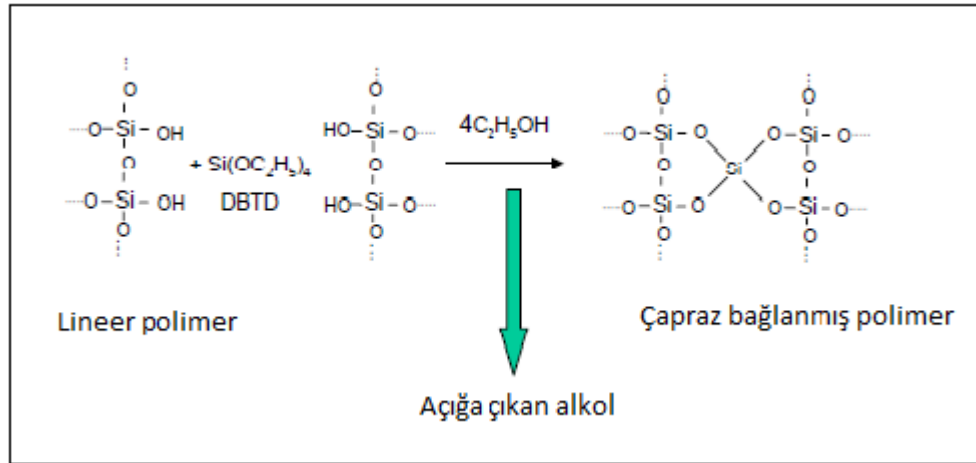
Baz ve aktivatör karıştırılınca, polimer zinciri uzar ve okside olan thiol grupları ile çapraz bağlar kurar. Klinik olarak ilk önce viskozite artar, sonra elastik bir materyal oluşur. Bu polimerizasyon süreci ekzotermiktir, nemden ve sıcaklıktan önemli derecede etkilenir (Phillips, 1991; Craig ve ark., 2004).

Polisülfitler genellikle düşükten orta dereceye kadar hidrofilik özellik gösterir, dolayısıyla nemli ortamlar da dahil olmak üzere iyi netlikte ölçüler verir. Ancak boyutsal stabiliteyi çok iyi değildir. Rijit olmadıkları için polieter ve polivinil siloksana göre ağızdan çıkarılmaları kolaydır, ve elastik geri dönüş özellikleri iyidir (Anusavice, 2003; Williams ve ark., 1984; Giordano, 2000; Ciesco ve ark., 1981). Klinik olarak sertleşme gösterdikleri andan itibaren bir süre daha çapraz bağlanma reaksiyonu devam eder bu nedenle sertleşmeden sonra 5 dakika daha ağızda tutulmalıdır (Nayyar ve ark., 1979). Dolayısıyla sertleşme süresinin diğerlerine göre uzun olması (12 dakika) bir dezavantajdır. Başka bir dezavantajı da hasta için tolere edilmesi zor kötü bir tada sahip olmasıdır (Hamalian ve ark., 2011). Polisülfid ile

alınan bir ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra 1 saat içinde veya daha kısa zamanda döküldüğünde maksimum netlik elde edilir (Shillingburg ve ark., 2010).

### 1.1.1.2. Kondanse Polimerizasyonlu Silikonlar

Kondansasyon reaksiyonu ile polimerize olmaları nedeniyle bu adı almışlardır. Baz polidimetilsiloksan adında reaktif terminal hidroksil grupları içeren lineer bir silikondan oluşur. Doldurucular partikül büyüklüğü 2 ile 8  $\mu\text{m}$  arasında değişen kalsiyum karbonat ve silikadır ve düşük yoğunluklu tiplerinde %35 oranındayken yüksek yoğunluklu tiplerinde oranları %75'e kadar çıkmaktadır. Aktivatör kalay oktoat süspansiyonu ve alkil silikat içeren bir sıvı halde veya kalınlaştırıcı ajan içeriyorsa da pat halde bulunur. Baz ve aktivatör karıştırıldığında, polimerde bulunan terminal hidroksil grupları ile etil ortosilikat arasında çapraz bağlanma reaksiyonu gelişir (Shilingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark., 1993).



Şekil 1.2. Kondanse polimerizasyonlu silikonlarda polimerizasyon reaksiyonu.

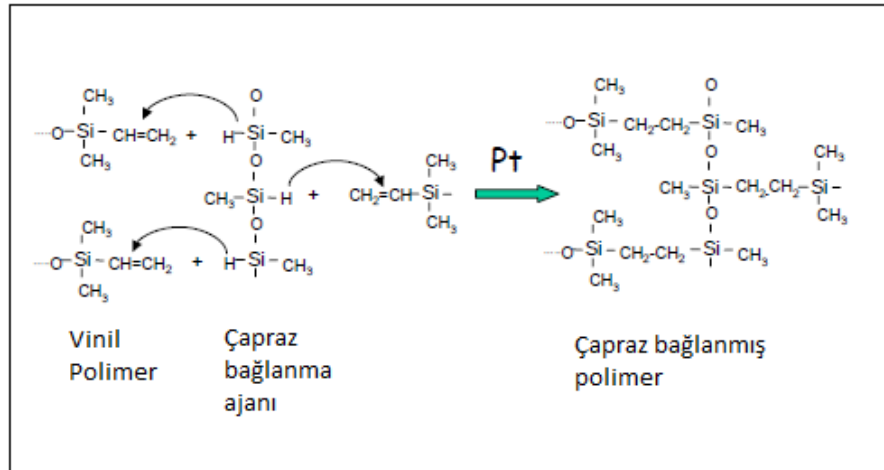
Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda üç boyutlu bir ağ yapısı oluşurken yan ürün olarak etil ve metil alkol açığa çıkar. Ekzotermik bir reaksiyon olup 1°C lik bir ısı artışı meydana gelir. Reaksiyon esnasında alkolün buharlaşması nedeniyle düşük yoğunluklu silikonlarda yüksek yoğunluklu olanlara göre daha fazla olmak üzere materyalin yapısında bir büzülme meydana gelir. Boyutsal stabilitenin zayıf olmasına neden olan bu özellik nedeniyle kondansasyon silikonlar ağızdan çıkarıldıktan sonra hemen dökülmelidir.

Kondansasyon silikonlarının raf ömrü kısadır. Bunun nedeni etil ortosilikatın stabil olmaması ve aktivatörün yapısında bulunan kalay oktoatın okside olmasıdır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

### 1.1.1.3. İlave Polimerizasyonlu Silikonlar (Polivinil siloksan)

İlave polimerizasyonlu silikonların baz maddesi terminal silan hidrojen grupları ve inert doldurucu içeren düşük molekül ağırlıklı polimer olan polimetil hidrosiloksanıdır. Aktivatör madde ise terminal vinil grupları, kloroplatinik asit ve doldurucu içeren dimetilsiloksan polimeridir. Bu ikisinin karıştırılmasıyla kondansasyon silikonlarından farklı olarak vinil çift bağın aksine silan hidrojen gruplarına bir ek oluşur ancak yan ürün oluşmaz. Bu nedenle boyutsal stabilite çok daha yüksektir (Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002; Phillips, 1991).

Bu ölçü maddesinin önceki formüllerinde ölçünün yüzeyinden hidrojen gazı açığa çıkmakta, bu da alçı modelin yüzey kalitesini bozmaktadır. Bunu engellemek için ölçü alındıktan sonra alçı dökülmeden önce 30 dakika beklenmesi tavsiye edilmektedir. Bazı ürünlere bu sorunu elimine etmek için hidrojeni absorbe eden palladyum eklenmiştir (Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark., 1993).



Şekil 1.3. İlave polimerizasyonlu silikonlarda polimerizasyon reaksiyonu.

İlk formülde hidrofobik olan polivinil siloksanı hidrofilik hale getirebilmek için yapısına sürfaktan eklenmiştir. Hidrofilik özellik katılmış polivinil siloksan

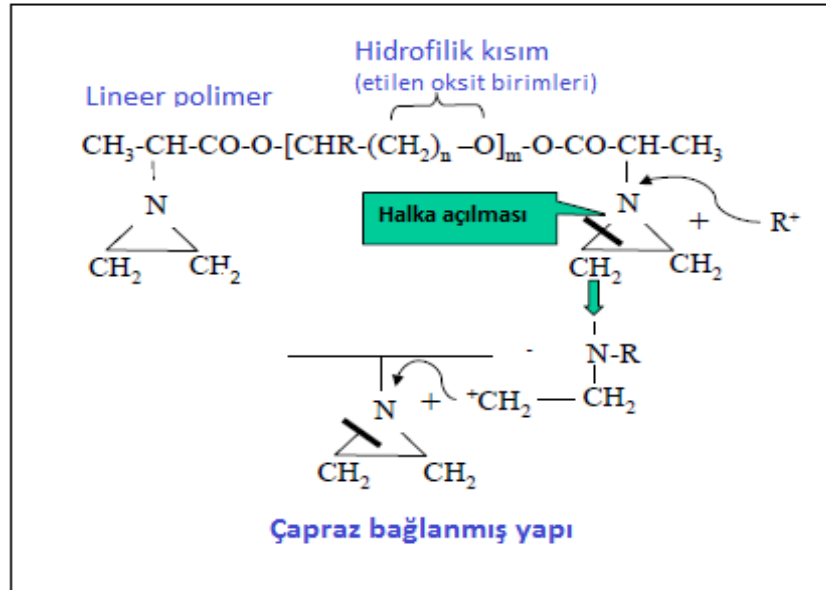
ölçülerden elde edilen modeller, hidrofobik polivinil siloksan modellere oranla %26-55 daha az hava kabarcığı içerir (Panichuttra ve ark., 1991).

Lateks eldivenler ve lastik örtünün ilave polimerizasyonlu silikonların polimerizasyonuna engel olduğu bildirilmiştir. İçeriklerindeki sülfür, eldivenlerin yüzeyine oradan prepare dişlere ve çevre dokulara ulaşabilir. Bu bileşik, aktivatörün yapısındaki platinyumu bozarak kontamine bölgelerde polimerizasyonu inhibe eder. Vinil ve nitril eldivenler kullanılarak bu sorunun önüne geçilebileceği rapor edilmiştir (O'Brien, 2002; Shillingburg ve ark., 2010).

Polivinil siloksanlar genel olarak hidrofobiktir. Yapılarına aniyonik sürfaktanlar katılarak hidrofilik hale getirilmeye çalışılmıştır, ancak bunlar da sadece kuru ve iyi izole edilmiş ortamlarda klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar vermektedir. Polivinil siloksan mevcut elastomerik ölçü maddeleri içinde elastik geri dönüş özelliği en yüksek olan ölçü maddesidir. Detayları kopyalama özelliğinin mükemmel olması, yüksek boyutsal stabilitesi, iyi yırtılma direnci, polietere göre ağızdan çıkarılma kolaylığı gibi avantajları nedeniyle polivinil siloksan sabit protez ölçüleri için en çok tercih edilen malzeme haline gelmiştir (Hamalian ve ark., 2011).

#### **1.1.1.4. Polieterler**

Polieter 1960'ların sonunda piyasaya sürülmüş, son 25 yıl içinde popüler olan bir elastomerik ölçü materyalidir. Baz maddesi reaktif terminal gruplar ile oksijen atomları ve metilen grupları içeren uzun zincirli polieter kopolimerinden oluşur. Aktivatörü ise çapraz bağlayıcı ajan olarak aromatik sülfonat katalizörü içerir. Elastomer reaktif terminal halkaların açılması ile meydana gelen katyonik polimerizasyonun sonucunda oluşur (Craig ve ark., 2004; Anusavice, 2003).



Şekil 1.4. Polieterin polimerizasyon reaksiyonu.

Polieterin sertleşme reaksiyonu esnasında açılan her bir reaktif halka, ana yapıdan ayrılmadan diğer bir halkanın açılmasına neden olur ve bu da zincirin uzamasına neden olan bir reaksiyon zincirini başlatır. Polieterde özgü olan bu durum, materyale “snap-set” denilen, çalışma sürecinden sertleşmiş hale hızlı bir geçiş anlamına gelen özelliği kazandırır. Bunun avantajı materyalin çalışma zamanı bitmeden sertleşmemesi ve sertleşme gerçekleştiğinde ise bunun çok hızlı olmasıdır (Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Polieter ilave reaksiyonlu silikonlarla benzer özellikler gösterir. 24 saat içinde % 0.3 oranında büzülme göstermeleri polieterleri boyutsal stabilite açısından üstün kılarken, bu değer bazı ilave polimerizasyonlu silikonların gerisinde kalmaktadır. Islanabilirliği oldukça yüksektir, hidrofilik yapısından ötürü netliği diğer elastomerlerden biraz daha üstündür. Esneyebilme kabiliyeti düşük olduğu için özellikle andırkatlı bölgelerde ölçünün ağızdan ayrılması işlemi zor olmaktadır. Sertleştikten sonra oldukça rijit hale gelmeleri özellikle ağızda sabit protezlerin ve andırkatların varlığında dezavantaj haline gelebilmektedir. Bu durumlarda, daha esnek bir ölçü maddesinin kullanılması veya andırkatların bloke edilmesi düşünülmelidir. Bu sebeple, yeni nesil daha “yumuşak” polieterler piyasaya sürülmüştür. Bunların ağızdan ayrılmaları daha kolay ancak yine de polivinil siloksana göre daha rijittir. Yırtılma dirençlerinin yüksek oluşu, ölçünün çıkarılması

sırasında subgingival detayların korunmasını sağlar (Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark.,1993; O'Brein, 2002; Anusavice, 2003; Phillips, 1991; Powers ve Sakaguchi, 2006)).

### **1.1.2. Elastomerik Ölçü Maddelerinde Yenilikler**

Günümüzde kullanılan polieter ve polivinil siloksanlar oldukça üstün özellikler sergilese de, hala ideal ölçü malzemesinin özelliklerine sahip değildir. Ancak polieter ve polivinil siloksan ölçü maddelerin gelişimi, elastomerik ölçü maddelerinin klinik kullanımında ve özelliklerinde büyük ilerlemelere neden olmuştur (Duman, 2002; Hamalian, 2011).

Polieter ölçü maddeleri üzerinde son yıllarda yapılan modifikasyonlar, ağızdan çıkarılması esnasında esneyebilirliklerini artırma, ve çalışma süresini artırma yönündedir. Bu amaçla konvansiyonel polieterden daha düşük viskoziteli, daha akışkan ve sertleştikten sonra daha esnek olduğu belirtilen bir polieter tipi kullanıma sunulmuştur (Soft monophase, 3M ESPE). Polivinil siloksan üzerinde yapılan çalışmalar, sertleştikten sonra H<sub>2</sub> gazı açığa çıkarmayan, ve hemen dökülebilen, sürfaktan ilavesiyle ıslanabilirliği artırılmış daha hidrofilik özellikte malzemelerin geliştirilmesi üzerine olmuştur (Duman, 2002; Nowakowska ve Raszewski, 2011).

Son yıllarda firmalar tarafından bu iki ölçü maddesinin en üstün özelliklerini bünyesinde toplayıp, zayıf özelliklerini elimine edildiği söylenen yeni hibrit ölçü malzemeleri dental kullanıma sunulmaya başlanmıştır (Nowakowska ve Raszewski, 2011). Bu ölçü malzemeleri, vinil polieter silikon (Exa'lence, GC America), veya vinilsiloksanoeter (Identium, Kettenbach, USA) gibi isimlerle piyasaya sürülmüş olup, polivinil siloksanın üstün yırtılma direnci ve boyutsal stabilitesine, polieterin de hidrofilik özelliği ve ıslanabilirliğine sahip olduğu belirtilmektedir (Duman, 2002).

Diş hekimliğinin her alanında olduğu gibi, ölçü malzemelerindeki yeniliklerin takip edilmesi ve bu maddelerin özelliklerinin bilinmesi, klinikte meydana gelen farklı durumların malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine olan etkisinin göz önünde bulundurulması, kullanılacak madde seçimini kolaylaştırmakta ve başarıyı arttırmaktadır (Duman, 2002).

### **1.1.3. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Genel Özellikleri**

#### **1.1.3.1. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Çalışma ve Sertleşme Zamanı**

Çalışma zamanı; “karıştırmanın başlaması ile elastisitenin gelişmeye ve plastisitenin kaybolmaya başlaması arasında geçen süre” şeklinde tanımlanmıştır (Abuasi ve ark., 1993). Klinik olarak ölçünün karıştırılmaya başlanmasından itibaren ölçünün distorsiyona uğramaksızın ağıza yerleştirilebilecek hale gelmesine kadar geçen zaman çalışma zamanı olarak tanımlanır (El Deeb ve ark., 2011).

Sertleşme zamanı ise, ölçünün karıştırılmaya başlanmasından itibaren, ağızdan çıkarılırken deformasyona direnç gösterecek kadar elastik hale gelmesine kadar geçen zamana denir. Penetrometre testleri ve salınımlı (oscillating) reometreler çalışma ve sertleşme zamanının tayininde kullanılmıştır (Harcourt, 1978). Bu çalışmalarda elastiteden ziyade viskozite ve kayma incelenmesi parametreleri analiz edilmiştir (Anusavice, 2003).

Genel olarak, çalışma ve sertleşme zamanının viskozite arttıkça azaldığı belirtilmektedir. Baz ve aktivatör oranlarının değişmesi materyallerin polimerizasyon hızını değiştirecektir (Hamalian ve ark., 2011).

Sıcaklık ve nemdeki artış, elastomerlerin polimerizasyon reaksiyonunu hızlandırdığı için, çalışma ve sertleşme zamanı kısalmaktadır. Genellikle, çalışma zamanı oda sıcaklığında, sertleşme zamanı ise ağız içi sıcaklığında ölçülür (Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark.,1993).

#### **1.1.3.2. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Viskozitesi**

Ölçü maddelerinin viskozitesi, maksimum detaylı ve minimum hava kabarcıklı ölçü ve modeller elde edilmesinde en önemli faktör olarak gösterilmiştir (Wilson, 1988; Kyoung ve ark., 1992; Brown, 1981; Duman, 2002).

Elastomerik ölçü maddeleri farklı viskozitelere bulunurlar. Bu farklılığa neden olan materyalin içindeki doldurucu partikül oranıdır. Düşük viskoziteye sahip materyaller daha net detay verirken daha yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi gösterirler.

İdeal bir ölçüde, mümkün olan en az miktarda düşük viskoziteli materyal kullanılarak daha net detaylar elde edilmesi sağlanmakla birlikte, ölçü maddesinin çoğunluğunu yüksek viskoziteli madde oluşturmalıdır (Hamalian ve ark., 2011).

Viskoziteyi etkileyen faktörler arasında sıcaklık, maddenin yapısı, karıştırma yöntemi, karıştırma hızı ve karıştırma sonrası geçen zaman olarak sayılabilir (Powers ve Sakaguchi, 2006). Materyallerin özelliklerinin en verimli şekilde kullanılabilmesi için ölçü alma işlemi sırasında uygun karıştırma süresine ve materyalin ağıza doğru zamanlamayla yerleştirilmesine dikkat edilmelidir. Klinik olarak bir ölçü maddesinin belirli bir zaman aralığındaki viskozitesi, polimer zincirlerinin çapraz bağlarının uzunluğu ve miktarına bağlıdır (Craig, 1996; Powers ve Sakaguchi, 2006).

Makaslama kuvvetleri, polieter ve ilave polimerizasyonlu silikonların viskozitelerini etkileyebilir. Bu etkiye kayma incelmeleri (shear thinning) ya da pseudoplastisite denir. Bu özelliğe sahip ölçü maddelerinde, polimerize olmamış haldeyken artan bir dış kuvvet ya da kayma hızı, materyalin viskozitesinde azalmaya neden olur. Bu dış kuvvet kesildiğinde, viskozite hemen artar. Bu özellik özellikle tek fazlı ölçü maddelerinde önem kazanır (McCabe ve Carrick, 1989). Polieter açısından incelediğimizde, trigliserit kristallerinin meydana getirdiği zayıf ağlar bu özelliğe neden olur. Ölçü maddesi makaslama kuvvetine maruz kaldığında, örneğin şırınga ucundan akarken, kristaller yanyana dizilir. Bu mikrokristalli trigliserit ağı, polieterin kaşıқта veya ağızdayken visköz kalmasını ama basınç uygulandığı takdirde akmasını sağlar. Bu da tek fazlı bir materyalin hem düşük yoğunluklu hem de orta yoğunluklu bir ölçü maddesi gibi kullanılabilmesine neden olur (Hamalian ve ark., 2011; Shillingburg ve ark.; 2010, Zaimoğlu ve ark., 1993).

### **1.1.3.3. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Boyutsal Stabilitesi**

Ölçü maddelerinde boyutsal değişime neden olan etkenler, polimerizasyon büzülmesi, kondansasyon reaksiyonu esnasında dışarıya su veya alkol gibi bir yan ürün verilmesi, oral sıcaklıktan oda sıcaklığına geçerken ısıl büzülme meydana gelmesi, suya, dezenfektan maddeye veya uzun süre nemli ortama maruz kalınması sonucu imbibisyon görülmesi, ve viskoelastik davranış nedeniyle deformasyonun geri dönüşünün tamamlanmaması olarak belirtilmiştir (Anusavice, 2003).

Ölçü maddesi sertleşme reaksiyonu esnasında boyutsal bir değişime uğrar. Sertleşme sırasındaki bu büzülme, çapraz bağlanma ve polimer zincirleri arasındaki bağların yeniden düzenlenmesinden kaynaklanır. İlave büzülmeler, örneğin polisülfidlerde suyun veya kondansasyon silikonlarda etanolün kaybı gibi reaksiyon esnasında uçucu ürünlerin yan ürün olarak açığa çıkması nedeniyle de olabilir (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Ölçü maddeleri su absorpsiyonu ile genişleyebilir, ve materyal herhangi bir miktar sertleştikten sonra yerleştirilmeye çalışılırsa distorsiyona uğrayabilir. Sertleşmiş ölçü maddesi andırkatlardan ayrılırken elastik geri dönüşüme uğramazsa da distorsiyon meydana gelebilir (Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark.,1993).

Bütün elastomerik ölçü maddeleri polimerizasyon büzülmesine uğrar, ve reaksiyon sırasında yan ürün açığa çıkaranlar ilave bir büzülmeye de uğrar. Polisülfidler ve kondansasyon silikonlar sertleşme esnasında %-0.4 ile %-0.6 arasında değişmekle birlikte en yüksek boyutsal değişimi gösterir. İlave polimerizasyonlu silikonlar %-0.15 ile en düşük değişimi gösterirken, polieter de bunu %-0.2 ile takip eder. Bu iki materyalde büzülmenin az olması yan ürün açığa çıkarmamaları nedeniyledir (Craig, 1996; Phillips, 1991; O'Brien, 2002; Anusavice, 2003).

Elastomerik ölçü maddelerindeki büzülme hızı ağızdan çıkarıldıktan sonraki 24 saat içinde değişkenlik gösterir. Büzülmenin yaklaşık %50'si ağızdan çıkarıldıktan sonraki ilk bir saat içinde gerçekleşir (Powers ve Sakaguchi, 2006; Craig, 1996 ).

#### **1.1.4. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Mekanik Özellikleri**

##### **1.1.4.1. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Sertlik Özellikleri**

Düşük, orta ve yüksek yoğunluklu ilave polimerizasyonlu silikonlar ve polisülfidlerin sertlik özellikleri zaman içinde değişmezken, kondansasyon silikonlar ve yoğun kıvamlı ilave polimerizasyonlu silikonların ve polieterin sertliği zamanla artmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006). Klinik olarak sertlik ve baskı gerinimi ölçününün ağızdan ayrılması için gereken kuvvet miktarını etkiler. Düşük esneme kabiliyeti ve yüksek sertlik özelliği, kaşık ile dişler arasında ölçü maddesi için daha fazla mesafe

bırakılarak telafi edilebilir. Bu da kişisel kaşıklarda block-out miktarının arttırılması ve fabrikasyon kaşıklarda ise bir numara büyük kaşık seçilmesi ile sağlanır (Hamalian ve ark., 2011; Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark.,1993).

Bir elastomerin yırtılma direnci, yüzeyine dik yönde gelen çekme kuvvetlerine karşı malzemenin gösterdiği kırılma direncidir. Bu özellik, interproksimal ve subgingival bölgelerde çok ince olan ölçü maddesinin ölçünün ağızdan çıkarılması esnasında yırtılarak bu bölgelerde kalması sorunu nedeniyle klinik açıdan önem kazanmaktadır (Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark.,1993). Polisülfidler 7 kN/m değerlerinde yüksek yırtılma direncine sahipken, diğer elastomerik ölçü maddelerinininki çoğunlukla 2.4 ile 2.9 kN/m arasında değişkenlik gösterir. Ölçü maddesinin yoğunluğu arttıkça, yırtılma direnci de bir miktar artmaktadır. Yırtılma direncinin yüksek olması, ölçü materyallerinde istenen bir özellik olmakla beraber, örneğin polisülfidlerin yırtılma direncinin yüksek olması, kalıcı deformasyon oranının da yüksek olmasına neden olur bu da doğruluk payı düşük ölçülere neden olabilmektedir (O'Brien, 2002; Shillingburg ve ark., 2010; Zaimoğlu ve ark.,1993; Hamalian ve ark., 2011).

#### **1.1.4.2. Elastomerik Ölçü Maddelerinin Kalıcı Deformasyonu**

Elastik geri dönüş, ölçü maddesinin ağızdan çıkarıldıktan sonra herhangi bir distorsiyona uğramaksızın orijinal boyutlarına geri dönebilme kabiliyetidir. %99 elastik geri dönüş gösteren bir materyalde kalıcı deformasyon %1'dir. Hiçbir ölçü maddesi %100 elastik geri dönüşe sahip değildir ve her ölçü maddesi için andırkat derinliği arttıkça, kalıcı deformasyon artar (Hamalian ve ark., 2011).

Elastomerik ölçü maddeleri arasında en yüksek elastik geri dönüş %99'un üzerinde değere sahip olan ilave polimerizasyonlu silikonlara ait olmakla birlikte, onu polieter ve polisülfid takip eder. Karıştırıldıktan hemen sonra hızla elastitiste kazanan ilave polimerizasyonlu silikonlar, özellikle de yüksek sıcaklıklarda, olabildiğince çabuk kullanılmalıdır. Buna karşın, polieter karıştırıldıktan sonra daha uzun bir süre plastik halini korumakta, ancak final sertliği yine de ilave polimerizasyonu silikonlarınkini aşmaktadır ki, bu da ağızdan çıkarılma kolaylığını etkilemektedir (Phillips, 1991; O'Brein, 2002; Craig, 1996).

### 1.1.4.3. Elastomerik Ölçü Maddelerinde Viskoelastisite

Polimerlerin akma davranışı, elastik deformasyon, plastik deformasyon ve gerilme ortadan kalktığına meydana gelen elastik geri dönüşün bir kombinasyonudur. Bu elastik ve plastik davranışların bir arada bulunmasına *viskoelastisite* adı verilir. Polimerin zincir uzunluğu, çapraz bağların sayısı, sıcaklık ve kuvvetin uygulanma hızı hangi davranışı şeklinin baskın olacağını belirler (Saitoh ve ark., 2010; Phan-tien, 2012; Anusavice, 2003; Phillips, 1991).

*Plastik akış*; polimer zincirleri birbiri üzerinde kayarak materyal içinde yeniden düzenlenince meydana gelen geri dönüşümsüz gerilim davranışı olup, kalıcı deformasyonla sonuçlanır.

*Elastik geri dönüş* ise, amorf polimerler zincirlerinin yay gibi uzayıp tekrar orjinal haline dönmesi ile meydana gelen geri dönüşümlü gerilim davranışdır (Phan-tien, 2012; Anusavice, 2003; Phillips, 1991).

Plastik ve elastik özellikler ideal maddeyi açıklarken kullanılır. Ancak, gerçekte dental polimerler elastik ve plastik gerilim süreçlerinin birleşimiyle deforme olurlar. Bu demek olur ki, elastomerler her zaman tamamen geri dönüş geçirmezler ve bir miktar plastik deformasyona da uğrarlarken, plastikler yüksek derecede plastik deformasyona uğrarken, en azından bir miktar elastik geri dönüş de geçirirler. Dental polimerlerdeki bu davranışa **viskoelastik geri dönüş** adı verilir (Phan-tien, 2102; Anusavice, 2003; Phillips, 1991).

Viskoelastik materyaller ne ideal katı ne de ideal sıvıdırlar, ancak her ikisinin de özelliklerini gösterirler; dolayısıyla da makaslama gerilmesi, hem gerinime hem de gerinim hızına bağlıdır. Bu tür bir davranış şekli genellikle gerinim hızına bağlıdır, düşük gerinim hızında daha sıvı benzeri davranış gösterirken, yüksek gerinim oranlarında daha katı benzeri yani elastik davranış gösterirler. Yeni karıştırılmış bir ölçü malzemesinin polimerizasyonu söz konusu olduğunda da, başlangıçta daha sıvı benzeri davranış gözlenirken, çapraz bağlanma gerçekleştikçe daha elastik davranışlar görülmeye başlanır (Saitoh ve ark., 2010; Phan-tien, 2102).

Elastomerik ölçü maddelerinin karıştırıldıktan sonra, sonucunda son ürünün oluştuğu çapraz bağlanma reaksiyonları esnasında zaman bağlı viskoelastik özelliklerini inceleyen çalışmalar mevcuttur. İlave polimerizasyonlu silikonlar en düşük viskoelastik özelliği gösterirken, bunu sırasıyla polieter, kondansasyon silikonlar ve polisülfidler takip etmektedir (Rubel, 2007).

### **1.1.5. Elastomerik Ölçü Maddelerinde Reolojik Özellik**

Elastomerik ölçü malzemelerinin reolojik veya akış özellikleri, pratik uygulamalarını ve ağzın sert ve yumuşak dokularına uyum sağlamalarını doğrudan etkilemektedir, bu nedenle de literatürde pek çok çalışmaya konu olmuştur (Martinez, 2001; McCabe ve Carrick, 1989).

Ağız ortamına ilk girdiklerinde visköz pat halinde olup, polimerizasyon reaksiyonu ile viskoelastik katılar haline gelen elastomerler, zincir uzaması ve çapraz bağlanma reaksiyonlarının kombinasyonu ile sertleşirler. Bu reaksiyonların her ikisi de viskozite ve rijiditede artışa neden olurken, elastisite gelişiminden asıl sorumlu olan çapraz bağlanma fazıdır. Sertleşme reaksiyonu sırasında viskozite değişimi gözlemlenen bir polimerin, çalışma zamanının sonuna gelindiğini işaret eden viskozite değerine ulaşmadan önce önemli derecede elastisite geliştirebileceği görülebilir. Böyle bir davranışın klinik önemi oldukça büyüktür. Çünkü bu, bazı ölçü maddelerinin çalışma zamanı içinde ağıza yerleştirilmiş olsa da, yerleştirildiğinde bir miktar elastisiteye sahip olduğu anlamına gelir. Bu da ölçüde kesinlikle distorsiyonların oluşmasına neden olacaktır. Dolayısıyla, elastomerik ölçü malzemelerinin reolojik veya akış özellikleri pratik uygulama özelliklerini ve ağzın sert ve yumuşak dokularına adaptasyonunu doğrudan etkilemektedir (Duman, 2002; McCabe ve Carrick, 1989).

Karıştırılan ölçü maddesinin başlangıçta visköz bir sıvı gibi davranıp, prepare dişlerin, yumuşak dokuların ve restorasyonların üzerinden kolayca akarak net ve doğru detaylı bir kopya oluşturması beklenirken, klinik olarak makul bir süre geçtikten sonra da elastik özellikler geliştirerek bu negatif kopyanın şeklini koruması ve dayanıklılığını sağlaması gereklidir. Sonuçta elde edilen ölçünün herhangi bir

zarar görmeden dental yüzeylerden ve andırkatlardan ayrılabilmesi için uygun bir elastisite modülüne sahip olması gerekir (Berg ve ark., 2003; Duman, 2002; Lee ve Lee, 2012; Pae ve ark., 2008).

Elastomerler arasında, polisülfid en düşük viskozite değerine sahiptir. Bu esneklik malzemenin andırkatlı bölgelerden minimum kuvvet ile rahatlıkla ayrılabilmesini sağlamaktadır. İlave polimerizasyonlu silikonlar ve polieter pseudoplastik ölçü maddeleridir. Bu özellikleri sayesinde tek aşamalı uygulanabilen formülleri üretilebilmektedir. Bu özelliğin klinik önemi, malzeme hem yüksek viskozitede, distorsiyona karşı dayanıklı ve stabil bir ölçü maddesi olarak kullanılabilirken, basınç altında kayma incelmeye uğrayarak viskozitesi azaldığı için, basınç ile uygulandığında düşük yoğunluklu bir ölçü maddesi gibi detayları daha net kaydedebilme özelliğine sahip hale gelmiş olur (Hamalian ve ark., 2011; Duman, 2002; Lee ve Lee, 2012; Pae ve ark., 2008).

Ölçü malzemelerinin önemli bir özelliği ölçü ağıza tam olarak yerleştirildikten sonra akışın durabilmesidir. Bir ölçü maddesinin, basınç altında yüksek oranda akma gösterirken, basınç ortadan kalktığında düşük miktarda akma göstermesi tiksotropik davranış olarak tanımlanmıştır. Tiksotropik bir materyal akma gerilimini aşacak miktarda yeterince kuvvete maruz kalmadığı sürece akmaz, bu noktayı aştıktan sonra da akıcı hale gelir. Klinik olarak bir ölçü maddesinden basınç altında akarak detayları kaydedebilmesi, basınç ortadan kalktığında ise akıcılığının azalarak stabil hale gelmesi beklenir. Tiksotropiyi kesin olarak değerlendirebilmek için, materyalin akış özelliğinin makaslama kuvvetlerine bağlı kontrollü şartlar altında ölçüldüğü reolojik testler gereklidir (Martinez ve ark., 2001).

Reolojik özelliklerin klinik etkisi ve önemi, karıştırılmadan önce (Braden, 1967; Combe ve Moser, 1978; Herfort ve ark., 1977), karıştırılma esnasında, sertleşme esnasında (Wilson, 1966; Braden, 1967; McCabe ve Bowman, 1981; Cook, 1982) ve sertleşme tamamlandıktan sonra (Wilson, 1966; Goldberg, 1974; Salem ve ark., 1987) olmak üzere dört aşamada ortaya çıkmaktadır (McCabe ve Carrick, 1989).

Elastomerik malzemelerin akma özellikleri, yüksek hassasiyetli ölçü maddeleri olarak kullanımında büyük rol oynar. Akma özelliklerinin tam karakterizasyonu için

viskozitenin çok geniş değer aralığında makaslama hızının fonksiyonu olarak ölçülmesi gerekir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

## 1.2. Reoloji

Reoloji, Amerikan Reoloji Derneği tarafından 1992’de maddenin deformasyon ve akış özelliklerini inceleyen bilim dalı olarak tanımlanmıştır. Kelime olarak, Hindistan Lafayette Üniversitesi’nden Prof. Dr. Eugene C. Bingham tarafından 1928 yılında bulunmuş bir terimdir (Duman, 2002; Barnes ve ark., 1998). Reoloji bilimi fizik, kimya, mühendislik, tıp, diş hekimliği, eczacılık, biyoloji ve daha birçok dalda önemli bir yere sahiptir.

Reoloji sözcüğü, maddelere uygulanan kuvvetler ve buna karşı oluşan deformasyonlar arasındaki geçici ilişkiyi temel denklem olarak tanımlamaya çalışmak için Eski Yunanca’da “akma” anlamına gelen “rhein” kelimesinden türetilen “akış” anlamındaki “rheos” kelimesi ile dil, neden, ifade anlamındaki “logos” kelimesinin bir araya gelmesiyle oluşmuştur (Duman, 2002).

Reolojinin bilimsel olarak iki amacı vardır. Birincisi, deformasyon, gerilme (stress) ve zaman arasındaki ilişkiyi incelemek, diğeri de molekül yapısını ve malzemelerin yapısı ile viskoelastik özellikleri arasındaki ilişkiyi incelemektir (Phan-thien, 2012).

Malzemelerin fiziksel özellikleri katı malzemelerin çeşitli tip gerilimler altındaki davranışları açısından önemlidir. Dental malzemelerin pek çoğu uygulamanın belli safhasında sıvı haldedir. Ağızda sıvıdan katı hale geçen siman, ölçü maddesi gibi maddelerin yanı sıra model ve dayların yapımında kullanılan alçı, döküm alaşımları veya mum ve rezin gibi amorf maddelerin gerilime maruz kaldıkları zaman gösterdikleri deformasyon ve akış özellikleri diş hekimliği açısından önemlidir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

### 1.2.1. Reolojik Özelliklerin İncelenmesi

Reolojik özelliklerin incelenebilmesi için öncelikle gerilme (stress) ve gerinim (strain) kavramlarının açıklanması gerekir.

### 1.2.1.1. Gerilim (Stress)

Bir materyal üzerine dışardan bir kuvvet uygulandığı vakit, kitle içinde eşit miktarda, ancak ters yönde bir tepki oluşur. Gerilim (Stress) bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına etkiyen kuvvet olarak tanımlanır. Uluslararası Birim Sistemi(SI)'nde birimi psi (lb/in<sup>2</sup>) veya Pascal (N/m<sup>2</sup>) dir.

$\tau = F / A$  (**Gerilim = Kuvvet / Alan**) denklemi ile ifade edilir.

Kuvvetin yönüne göre; çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimleri olarak üçe ayrılır. *Çekme gerilimi* kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir. *Basma gerilimi*, kütle kendisini sıkıştırmaya çalışan bir yüke maruz kaldığında, bu yüke karşı çıkan iç kuvvete denir. *Kayma gerilimi* ise, çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan gerilime verilen addır (Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

Pratikte bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak oldukça zordur. Çekme ve basma gerilimleri, makaslama gerilimi ile beraber diğer tüm karmaşık gerilim tiplerinin yapı taşlarını oluştururlar. Materyalde oluşturulan bir gerilim türü baskın olabilir, fakat bu arada diğer gerilim türleri de yapı içerisinde mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler denir(Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

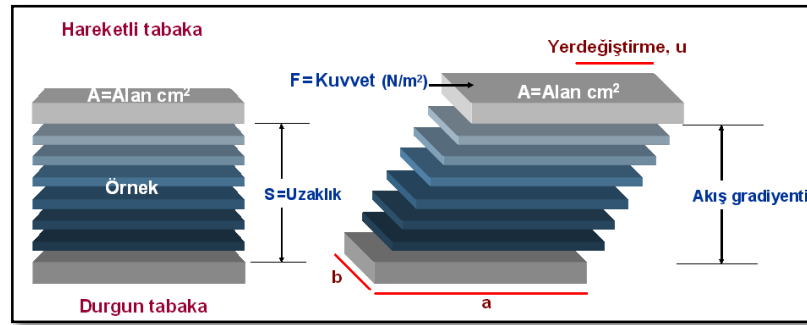
### 1.2.1.2. Gerilme (Strain)

Materyale dışardan bir kuvvet uygulanması materyalde boyutsal değişime neden olur. Bu değişimin boyutu uygulanan kuvvete ve materyalin özelliklerine bağlıdır. Gerilme uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranıdır (Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

$\gamma = \frac{L - L_0}{L_0}$  (Gerilme =Uzunluktaki değişim (deformasyon) / orijinal uzunluk) formülüyle ifade edilir.)

Gerilme, elastik, plastik ve hem elastik hem de plastik olabilir. Özetlenecek olursa, bir materyal üzerine uygulanan kuvvetin oluşturduğu gerilme, kuvvet kaldırıldıktan sonra ortadan kalkıyorsa buna elastik gerilme, kuvvetin kaldırılmasını takiben ortadan kalkmıyor yani daimi kalıyorsa buna plastik gerilme denir. Üçüncü olasılık ise gerilmenin kısmen geri dönüşümlü olabilmesidir. Bu materyalin elastik özellikleri ile ilgilidir (Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

Reolojide sıklıkla gerilmeyle beraber olan makaslama kuvvetleri büyük öneme sahiptir. Makaslama kuvveti, maddenin birbirine paralel yüzeylerinin hareket etmesine neden olmaktadır. Her ne kadar farklı şekillerde örnekler düşünülebilse de, görüş ve terimlerin tanımları için basit bir küp şeklinin ele alınması faydalıdır (Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).



Şekil 1.5. Makaslama kuvveti ve etkilerinin basit küp şekli üzerinde gösterilmesi.

Makaslama kuvveti, küpün üst yüzüne paralel uygulanan ve yön değiştiren çizgilerde şeklin değişmesi ile oluşan deformasyonu göstermektedir. **Makaslama gerilmesi**, kuvvetin, makaslama kuvvetinin etkilediği alan üzerine bölünmesiyle açıklanır. Basit makaslama geriliminde; maddenin tabakalarının kendi düzlemlerinde hareket etmesi, bir referans tabakasına ve referans tabakasından olan uzaklıklarına bağlıdır. İki tabakanın bağıntılı yer değiştirmesinin, tabakalarının ayrılmalari ile bölünmesi “basit makaslama gerilimi” olarak adlandırılır. Çoğu test metodunda örnek basit bir makaslama maruz bırakılır. Şayet deformasyon yeterince küçükse; radyan (°) olarak ifade edilen makaslama açısı, makaslama oranına eşittir (Duman, 2002; Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

**Makaslama gerilimi oranı** veya makaslama oranı; en genel çerçevede birim zamanda makaslama geriliminin değiştiği ilerleyen bir hız olarak tanımlanır. Makaslama oranı birimi  $sn^{-1}$  dir.

Makaslama gerilmesi =  $\tau = F/A$

Makaslama oranı =  $\dot{\gamma} = d\gamma/dt$

### 1.2.1.3. Viskozite

Viskozite, sıvının akmaya karşı gösterdiği direncin ölçüsüdür. Bir sıvıya makaslama gerilmesi uygulandığında sıvının yapısındaki internal sürtünme kuvvetleri nedeniyle kuvvete karşı yönde bir direnç oluşur. Farklı sıvılar bu farklı viskozitelere sahip olabilmektedir (Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

Viskozite kayma geriliminin, kayma hızına olan oranıdır ve  $\eta = \tau / \dot{\gamma}$  denklemiyle ifade edilir. Birimi Pas ( $Pa/sn^{-1}$ ) veya Poise ( $1 Pas = 10 Poise$ )' dur.

Sıvı tabakalarının birbirine göre hareketini engelleyen, sıvıların iç sürtünmesi olarak da tanımlanan "dinamik viskozite" (mutlak viskozite)'dir. Sıvıların viskozitesine etki eden bir başka unsur sıcaklıktır. Sıvının belli sıcaklıktaki dinamik viskozitesinin aynı sıcaklıktaki yoğunluk değerine bölünmesiyle elde edilen değer "kinematik viskozite" olarak adlandırılır (Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

Bir dental materyalin viskozitesi, kullanılacağı alan için malzemenin uygun olup olmadığının önemli belirteçlerinden biridir. Benzer şekilde makaslama gerilmesi-makaslama oranı eğrisi de malzemenin en doğru şekilde kullanılabilmesi için gerekli olabilmektedir. Viskozitenin zamanın bir fonksiyonu olarak hesaplanması, sıvı-katı dönüşümü geçiren bir maddenin çalışma zamanının ölçülmesinde de kullanılabilir.

Viskozite, sıvının akmaya karşı gösterdiği direnç olarak tanımlandığında, akışkanlık viskozitenin tersten tanımı olarak ortaya çıkmaktadır. şöyle ki; akmaya karşı direnç

göstermeyen veya çok az direnç gösteren sıvılar "akışkan", akmaya karşı direnç gösteren sıvılar "akışkan olmayan" veya "visköz" olarak adlandırılır (Desphande ve ark., 2010; Mutlu, 1992; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

### 1.2.1.3.1. Sıcaklığın Viskoziteye Etkisi

Sıcaklık ile viskozite arasındaki ilişki Arrhenius eşitliği ile açıklanır:

$$\eta = Ae^{E_v/RT}$$

Burada  $\eta$  , viskozite; A sıvının molekül ağırlığına ve molar hacmine bağlı değişmez;  $E_v$ , aktivasyon enerjisi; R, gaz değişmezi; T, mutlak sıcaklıktır.

Akıcılık sıcaklık ile artar. Bu nedenle viskozite ölçümleri sabit bir sıcaklıkta yapılmalıdır (Acartürk ve ark., 2007).

### 1.2.2. Akışkanların Reolojik Özelliklerine Göre Sınıflandırılması

Newton, sıvıları akış özelliklerine göre ikiye ayırmıştır:

a- Newtonian akış gösterenler

Newton Kanunu'na uyan, Newtonumsu (Newtonian) akışkanlar için makaslama gerilmesi ile makaslama oranı arasında doğru orantılı bir ilişki vardır. Doğrunun eğimi, mutlak viskoziteye eşittir (Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012).

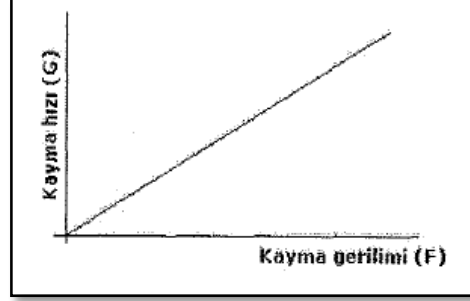
b- Newtonian akış göstermeyenler

Newtonumsu olmayan akışkanların davranışlarını tanımlamak için genel bir ilişki Üss Kanunu modelidir. Materyalin reolojik özelliklerini detaylı incelemek için aşağıda verilen denklem oluşturulmuştur.

$$\tau = K(\dot{\gamma})^n$$

Burada K ve n sabit olup, n sabiti akışkanlık indeksini ifade eder. Materyalin reolojik özelliklerini nitelendiren ana faktör bu indeks değeridir (Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

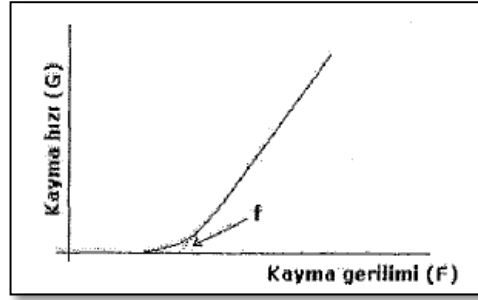
Newtonian akış özelliği gösteren sıvılarda,  $n=1$  olup kayma gerilimi (shear stress), kayma deformasyonunun değişme hızı (shear rate) ile orantılı olarak artmaktadır. Akış eğrisi orijinden geçen bir doğru olarak grafiği çizilebilir.



**Şekil 1.6.** Newtonian akış gösteren sıvılarda kayma hızı – kayma gerilimi grafiği.

Newtonian akış göstermeyen sistemlerde kayma gerilimi ile, kayma deformasyonunun değişme hızı arasındaki ilişki doğrusal değildir. Newtonian olmayan sıvıların akış eğrileri üç sınıfa ayrılırlar (Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

### 1.2.2.1. Plastik akış



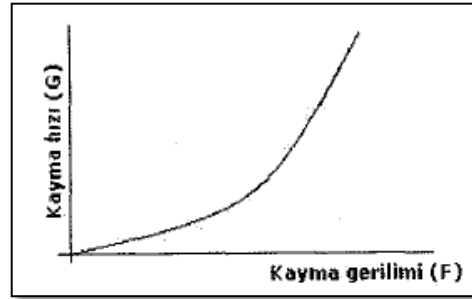
**Şekil 1.7.** Plastik akış gösteren sıvılarda kayma hızı – kayma gerilimi grafiği.

Bingham akış olarak da adlandırılır. Plastik akış eğrisi orijinden geçmez. Bu tip sıvılar hemen akmazlar ve kayma gerilimi belli bir eşik değere ulaşınca akış görülür. Eşik değerinin altındaki gerilimlerde elastik bir madde gibi davranır. Eşik değerinden sonra kayma gerilimindeki artış, kayma hızı ile orantılı olarak artar (Acartürk ve ark.,

2007; Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

### 1.2.2.2. Pseudoplastik akış

Akış eğrisi orijinden başlayan, plastik akışın aksine, eşik değeri olmayan bir akıştır. Pseudoplastik bir materyalin viskozitesi tek bir nokta ile ifade edilemez. Pseudoplastik bir maddenin viskozitesi kayma hızı arttıkça azalır. Bu olaya “makaslama incelmesi” adı verilir (Acartürk ve ark., 2007; Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).

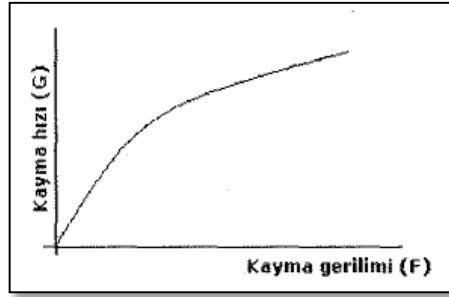


Şekil 1.8. Pseudoplastik akış gösteren sıvılarda kayma hızı- kayma gerilimi grafiği.

Çok sayıda farmasötik maddeler, örneğin doğal ve sentetik zamklar, sodyum aljinat, metil selüloz ve sodyum karboksimetil selülozun dispersiyonları pseudoplastik akış gösterir. Polimer çözeltileri ve polimerleri içeren yarı katı sistemler de pseudoplastik akış gösterirler (Acartürk ve ark., 2007; Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998) .

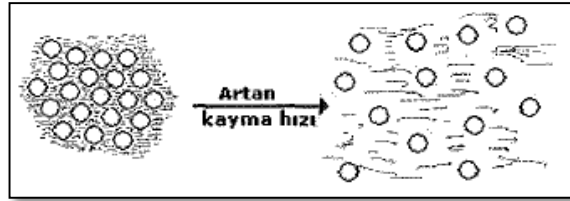
### 1.2.2.3. Dilatant akış

Pseudoplastik akışın tersi davranış gösterir. Kayma gerilimi arttıkça viskozite de artar. Artan hız gradyanı ile akışa karşı direnç de artar. Yani karıştırdıkça ortam koyulaşır. Bu olaya “makaslama kalınlaşması” adı verilir. Konsantre taneciklerin dispersiyonları, süspansiyonlar, emülsiyonlar ve yağlı boyalar örnek olarak gösterilebilirler (Acartürk ve ark., 2007; Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).



**Şekil 1.9.** Dilatant akış gösteren sıvılarda kayma hızı - kayma gerilimi grafiği.

Dilatant akış davranışını basitçe açıklamak gerekirse; partiküller, partiküller arası hacimleri ile çok sıkı bir şekilde yerleşmişlerdir. Partiküller arasında minimum olan boşluk hacmi, kayma hızı oranı arttıkça artar. Süspansiyonlarda bu boşluğu doldurmak için yeterli olan taşıyıcı miktarı, düşük kayma hızındaki bu boşlukları doldurmaya yeterli değilse ve partiküller süspansiyon ajanı ile tamamen ıslanamıyorsa süspansiyon sert bir pat kıvamını alır. Akabilen süspansiyonlarda kayma hızı artınca, akışa karşı direnç de artar (Acartürk ve ark., 2007; Mutlu, 1992; Desphande ve ark., 2010; Phan-thien, 2012, Barnes ve ark., 1998).



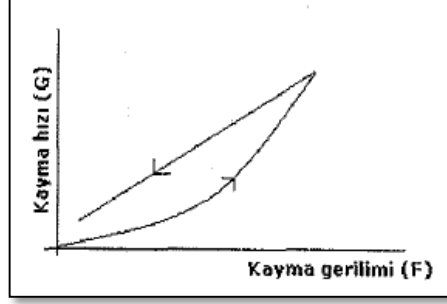
**Şekil 1.10.** Dilatant akış mekanizması.

Dental materyallerde Newtonumsu ve Pseduoplastik davranış yaygınken, Dilatant davranış enderdir (Craig, 1996; Zaimoğlu ve ark., 1993; Phillips, 1991; O'Brien, 2002; Wilson, 1988).

#### 1.2.2.4. Tiksotropi

Zamana bağlı akış özelliğinin değişmesidir. Tiksotropide gerilim ile viskozitenin geri dönüşümlü olarak azaldığı görülmektedir. Gerilim kalkınca zamanla eski haline dönerler. Tiksotropik özellik gösteren sistemler izotermal olarak jel-sol-jel dönüşümünü gösteren dispersiyonlardır. Gerilim durunca yapı fiziksel olarak katıdır.

Gerilim uygulandığında ise akış başlar ve jel'den sol hale doğru bir değişim görülür ve yapı bozulur, gerilim kaldırıldığında da yapı tekrar eski haline döner (Mutlu, 1992).



Şekil 1.11. Tiksotropi reogramı.

Tiksotropi ayrı bir akış tipi değil, ancak mevcut akış tiplerinin zamana bağlı yapısal değişimi olarak kabul edilir.

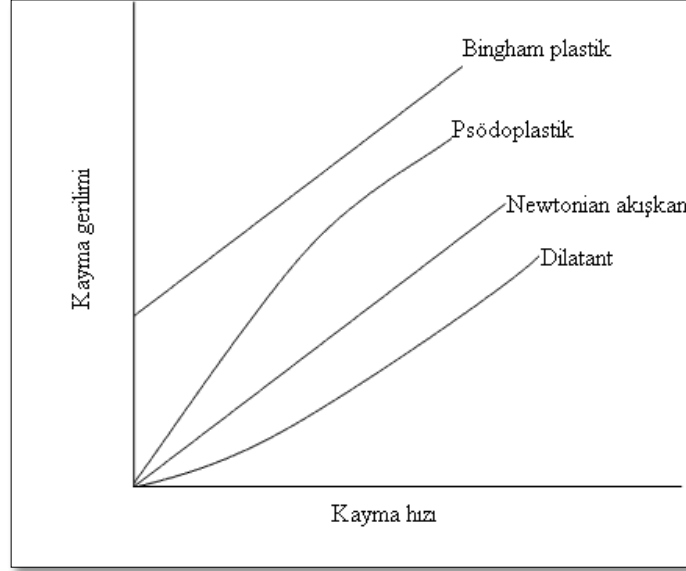
### 1.2.3. Reolojik Davranış Çeşitleri

Maddeye uygulanan bir gerilmeye karşı cevap olarak üç temel davranış şekli gözlenir:

1) Gerilme kuvveti uzaklaştırıldığında, oluşan deformasyon geri dönüşümlü ise madde “elastik katı” özelliği taşır. Deformasyonun oluşmasında kullanılan enerji depolanır ve deformasyon uzaklaştırıldıktan sonra madde eski haline geri döner. Bu deformasyon, moleküler düzeyde olup, bir molekülün atomları arasındaki bağların gerilmesi ve bağ açılarının değişmesi sonucunda görülür. (Craig, 1996; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

2) Gerilme geri dönüşümsüz deformasyona neden olursa, visköz bir akma oluşur. Akışkanlığın oluşması durumunda, madde “visköz sıvı” özelliği taşımaktadır. Akmanın sürmesi için gereken enerji, ısı olarak açığa çıkar. Uygulanan gerilmenin etkisiyle yapıdaki moleküller birbiri üzerinden kayarak geri dönüşümsüz olarak yer değiştirirler (Craig, 1996; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

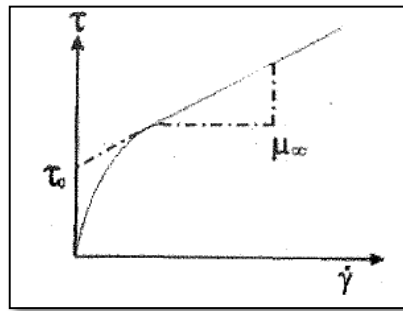
3) Orijinal hale dönüş hemen olmazsa ve maddeler hem visköz hem de elastik özellik gösterirlerse “viskoelastik maddeler” olarak ifade edilirler.



Şekil 1.12. Akışkan tipine göre kayma hızı – kayma gerilimi grafiği.

### 1.2.3.1. Viskoplastik Sıvılar

Viskoplastik sıvıların akış davranışı bir eşik kayma geriliminin görülmesi ile tanımlanmaktadır. Viskoplastik sıvıların en basit tipi Bingham viskoplastik akıştır (Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).



Şekil 1.13. Viskoplastik akış eğrisi.

### 1.2.3.2. Viskoelastisite

Viskoelastik terimi, hem katıların elastik hem de sıvıların akış davranışını tanımlamaktadır. Bazı kremler, merhemler, jeller ve pastalar; biyolojik sıvılardan da

kan ve tükürük viskoelastik özellik gösterir (Phan-thien, 2012; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

Bir katı madde, akış ile karakterize edilemez, ancak elastisite özelliği ile tanımlanır. Hooke kanununa göre elastisite aşağıda verilen eşitlik ile hesaplanır:

$$E = \frac{F}{\lambda}$$

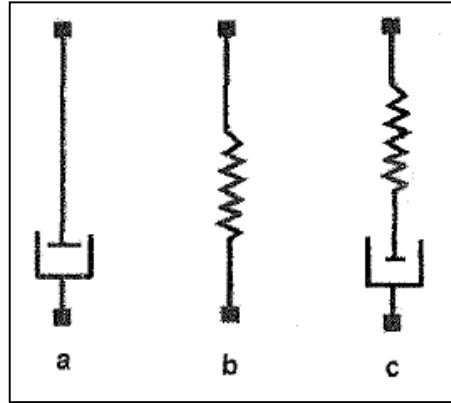
Elastisite modülü= Gerilim / Deformasyon.

Viskoelastik davranış Voigt ve Maxwell modeli gibi mekanik modellerle açıklanabilir.



Şekil 1.14. Maxwell modeli ünitesi.

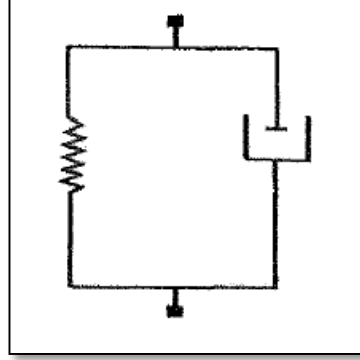
Visköz sıvıların hareketleri a) silindir içinde piston b) yay c) silindir içinde piston ve yay (Maxwell birimi) serisidir. Silindir içinde piston ve yay kombinasyonu paralel olarak ayarlanabilir.



Şekil 1.15. Viskoelastik materyalin mekanik hareketleri:  
a) dashpot b) spring c) maxwell

Maxwell birimi sabit bir gerilim uygulandığında, materyal üzerinde bir deformasyon olur. Gerilim kaldırıldığında yay eski haline döner, ancak visköz akış eski haline dönemez (Acartürk ve ark., 2007; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

Voigt modelinde ise, yay ve silindir içinde piston paralel bağlıdır. Deformasyon zamanla üssel biçimde değişir.



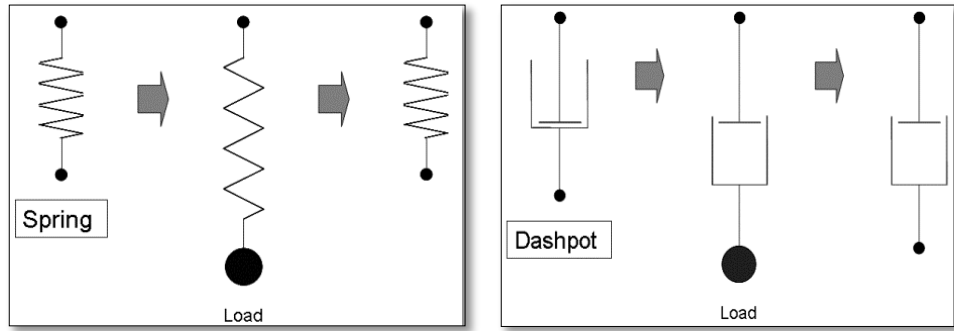
**Şekil 1.16.** Voigt elementi birimi.

Diğer maddelerle karşılaştırıldığında, polimerlerin özelliklerinin güçlü bir şekilde zaman ve sıcaklık faktörlerinden etkilendiği görülür. Bu bağımlılığın nedeni polimerlerin viskoelastik doğalarından ötürüdür. Genel olarak polimerler, hızla uygulanan bir kuvvete karşı elastik davranış gösterirken, yavaş uygulanan kuvvetlere daha visköz davranışla cevap verirler. Viskoelastisite, hem deformasyonun uygulanan kuvvet ile orantılı olduğu saf elastik katılara, hem de deformasyon hızı ile uygulanan kuvvetin orantılı olduğu visköz sıvılara benzer davranış gösterme anlamına gelir. İki farklı davranış karakterini yapısında bulundurduğu için polimer davranışı oldukça karmaşıktır (Acartürk ve ark., 2007; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

Reolojinin bilimsel olarak iki ana amacı vardır. Birincisi deformasyon, gerilim ve zaman arasındaki ilişkiyi incelemek; ikincisi de materyalin molekül yapısı ile viskoelastik davranışları arasında bir bağlantı kurabilmektir (Mutlu, 1992). Metaller, seramikler gibi diğer maddelerle karşılaştırıldığında, polimerlerin özelliklerinin zamana ve sıcaklığa büyük oranda bağlı olduğu görülür. Bu güçlü bağıllık polimerlerin viskoelastik yapısından ileri gelmektedir. Genel olarak, polimerler, hızlı uygulanan kuvvetler karşısında daha elastik davranış gösterirken, yavaş uygulanan kuvvet karşısında daha visköz davranış gösterirler. Viskoelastisite, aynı anda hem deformasyonun uygulanan kuvvetle orantılı olduğu saf elastik katılara, hem de deformasyon hızının uygulanan kuvvetle orantılı olduğu visköz sıvılara benzerlik

gösteren davranış anlamına gelmektedir. Bu ikili doğasından ötürü polimerlerin davranışı oldukça kompleksdir (Phan-thien, 2012; Köksal, 2012; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012).

Materyallerin viskoelastik davranışını açıklayabilmek için genellikle yaylardan ve sönümleyicilerden oluşan bir mekanik model kullanılır. Yay mekanik modelin Hooke Kanunu ile uyumlu elastik komponentini oluşturur. Bir ucundan sabitlenip diğer ucundan yük uygulanırsa, anlık olarak uzar; yük ortadan kaldırıldığında ise hemen ilk uzunluğuna geri döner. Sönümleyici ise, Newton kanunu ile uyumlu mekanik modelin visköz elementini oluşturur. Sönümleyiciye yük uygulandığında, gerilme zamanın bir fonksiyonu olacak şekilde kademeli olarak açılır. Yük ortadan kalktığında ise, sönümleyici açık kalır ve geri dönüş olmaz. Bir Hooke yayı ile Newtonumsu bir sönümleyicinin paralel olarak bağlı bulunduğu mekanik modele Voigt elementi, seri olarak bağlı bulunduğu modele ise Maxwell elementi denir. Bu basit modeller ve kombinasyonları ile polimer davranışı açıklanabilmektedir (Acartürk ve ark., 2007; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).



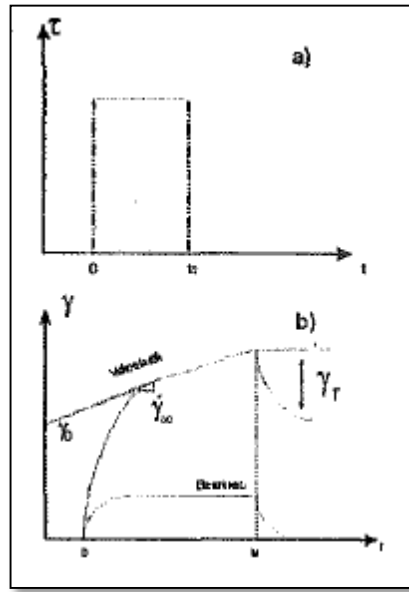
**Şekil 1.17.** Elastik materyali temsil eden yay ve visköz materyali temsil eden sönümleyici.

Polimerik materyallerin viskoelastik özelliklerinin ölçümü bir takım testler ile gerçekleştirilir. Bunlar creep (sürünme, kayma) testi ve gerilme gevşeme testi (stress relaxation) ile dinamik ölçümlerden oluşmaktadır (Mutlu, 1992).

### 1.2.3.2.1. Creep (Sürünme) Testi

Creep testi spesifik bir yükün belirli bir zaman aralığında uygulanmasıyla oluşan gerilmeleri ölçer. Bu fenomen Voigt modeli ile analiz edilir (Acartürk ve ark., 2007; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

Viskoelastik davranış *yavaş hareketle değişim eğrisi* olarak tanımlanan Creep eğrisi ile ifade edilir. Creep eğrisi elde edebilmek için sabit gerilim ( $\tau$ ) bir zaman periyodu ( $t$ ) içinde uygulanır.



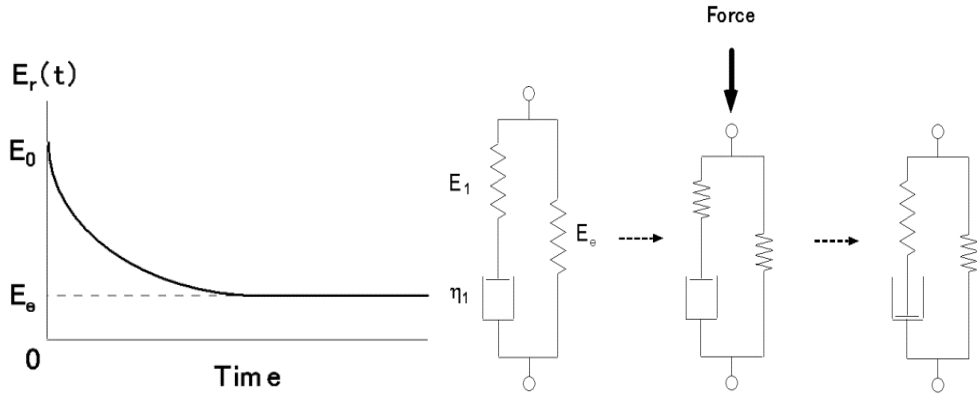
Şekil 1.18. Creep eğrisi a) uygulanan kayma gerilimi b) deformasyon

Deformasyon veya gerilim zamanın fonksiyonu olarak kaydedilir. Elastik katılar ve viskoelastik sıvılar için deformasyon Şekil (b)de görülmektedir. Elastik katılar kısa bir sürede deformasyona uğrarlar. Gerilim ile biçimleri değişir ve gerilim kalkınca da orijinal yapılarına dönüşebilirler. Viskoelastik sıvılarda ise gerilim kalktıktan sonra şekil değişikliği devam eder (Acartürk ve ark., 2007; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Mutlu, 1992; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

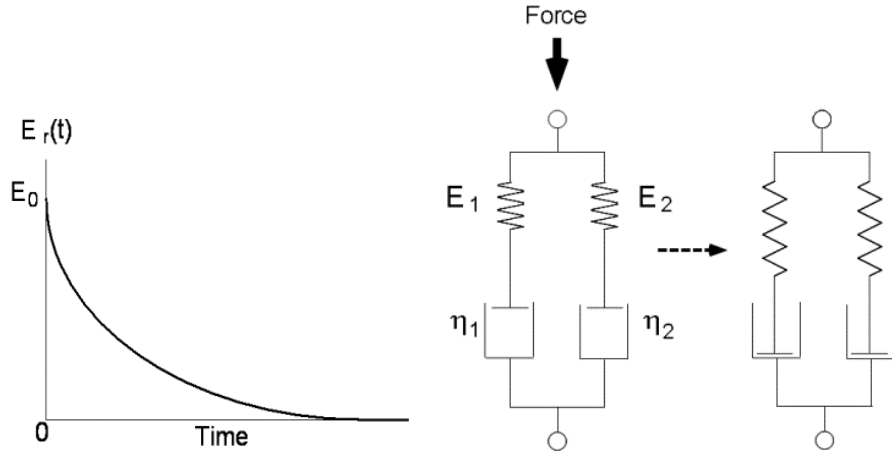
### 1.2.3.2.2. Stress Relaxation (Gerilim Gevşeme) Testi

Stress relaxation testi belirli bir materyal hacmini hızla deforme ettikten sonra gerilme düzeyini zamanın bir fonksiyonu olarak korumak için gereken gerilim

miktarını ölçer. Çapraz bağlı bir amorf polimer çapraz bağlanma göstermeyen bir amorf polimere göre farklı gerilim gevşeme davranışı gösterir. Çapraz bağlanma gösteren polimerlerin gerilim gevşeme eğrisi, bir Maxwell elementin ve bir yayın paralel bağlı olduğu üç elementli model analogu ile değerlendirilir. Buna karşın, çapraz bağlanma göstermeyen polimerlerin gerilim gevşeme eğrisi iki Maxwell elementin paralel bağlandığı dört elementli model analogu ile değerlendirilir (Gündüz, 2010; Mutlu, 1992; Acartürk ve ark., 2007; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).



Şekil 1.19. a) Çapraz bağlı polimerlerin stress relaxation eğrisi b) Üç elementli model.

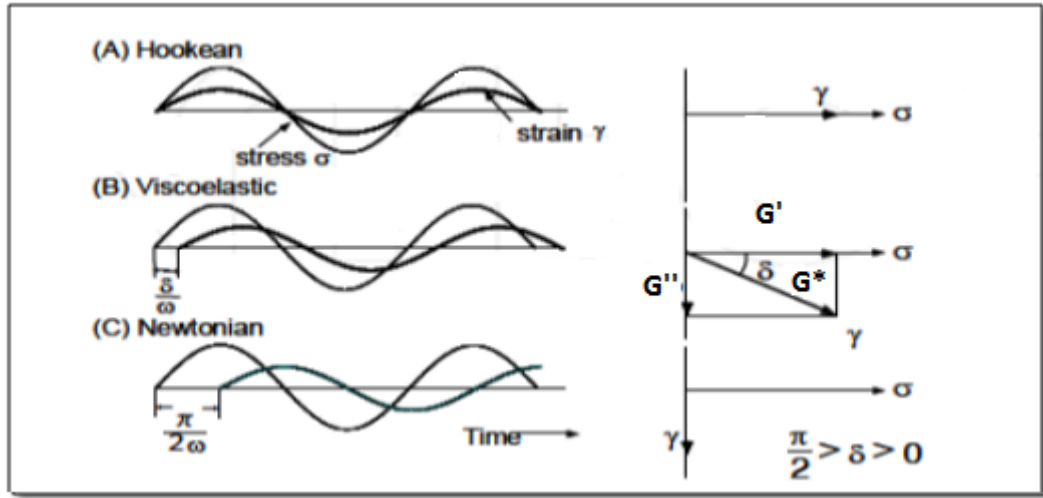


Şekil 1.20. a) Çapraz bağlı olmayan polimerlerin stress relaxation eğrisi. b) Dört elementli model.

### 1.2.3.2.3. Dinamik Viskoelastik Testler

Polimerlerin viskoelastik özellikleri creep testi ve stress relaxation testi ile karakterize edilmiş, bu statik testler önemli birtakım bilgilere ulaşılmasını sağlamıştır. Ancak bu yöntemler materyallerin reolojik özelliklerinin kesin bir şekilde değerlendirilebilmesi için yeterli değildir. Bu noktada materyalin sinusoidal veya diğer döngüsel gerilimlere cevabını inceleyen dinamik mekanik testler öne çıkmaktadır (Murata, 2012).

Dinamik viskoelastometre ile, örneğin bir ucuna sinusoidal bir germe kuvveti etkinken, diğer uçundan gerilim cevabı elde edilir. İdeal elastik bir katı için, oluşan gerilme, uygulanan gerilim ile tam olarak aynı faz içindedir. İdeal visküz bir sıvı için ise, gerilme  $90^\circ$  faz dışındadır. Viskoelastik bir materyal söz konusu olduğunda, gerilme iki sinüs dalgası arasında ( $0^\circ - 90^\circ$ ) değişiklik gösterecektir (Murata, 2012; Barnes ve ark., 1993)



**Şekil 1.21.** Sinusoidal gerilim uygulanmış a) ideal elastik katılar (Hookean), b) viskoelastik materyaller ve c) ideal visküz sıvılar (Newtonian) için gerilme ve gerilim arasındaki ilişki.

Sinusoidal gerilmenin genliğindeki azalma ya da gerilme dalgasının gecikmesi materyalin viskoelastik özelliklerine bağlıdır. Kompleks modülü ( $G^*$ ) tepe geriliminin tepe gerilmesine oranıdır ve depolama modülü ( $G'$ ) ve kayıp modülü ( $G''$ ) olmak üzere iki komponente ayrılır. Depolama modülü ( $G'$ ) faz içindeki gerilimin gerilmeye oranıdır. Materyal davranışın elastik komponentinin göstergesidir ve

deformasyon döngüsündeki depolanan enerjiyle direkt olarak orantılıdır. Kayıp modülü ( $G''$ ) ise gerilme fazının  $90^\circ$  dışındaki gerilimin gerilmeye olan oranıdır. Materyal davranışının visköz komponentinin göstergesidir, ve deformasyon döngüsündeki açığa çıkan yada ısı olarak kaybedilen enerjinin ölçümüdür (Acartürk ve ark., 2007; Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

$$\mathbf{G}^* = \mathbf{G}' + i\mathbf{G}'' \quad (i = \sqrt{-1})$$

$$\mathbf{G}' = |\mathbf{G}^*| \cos \delta$$

$$\mathbf{G}'' = |\mathbf{G}^*| \sin \delta$$

Gerilim ve gerilme arasındaki faz açısının tanjantına **kayıp tanjant (tanjant delta)** ( $\tan \delta$ ) adı verilir ve deformasyon döngüsü esnasında kaybedilen enerjinin depolanan enerjiye oranıdır.

$$\tan \delta = \mathbf{G}'' / \mathbf{G}'$$

Bu parametre doğrudan elastik ve visköz komponentin dengesini yansıtır. Büyük değerler akışkan davranışı işaret ederken, küçük değerler ise elastik katı benzeri davranış anlamına gelmektedir.

Reolojik parametreler  $G'$ ,  $G''$  ve  $\tan \delta$  genellikle materyallerin sıcaklık ve frekans ilişkisini değerlendirmek için kullanılmaktadır (Murata, 2012).

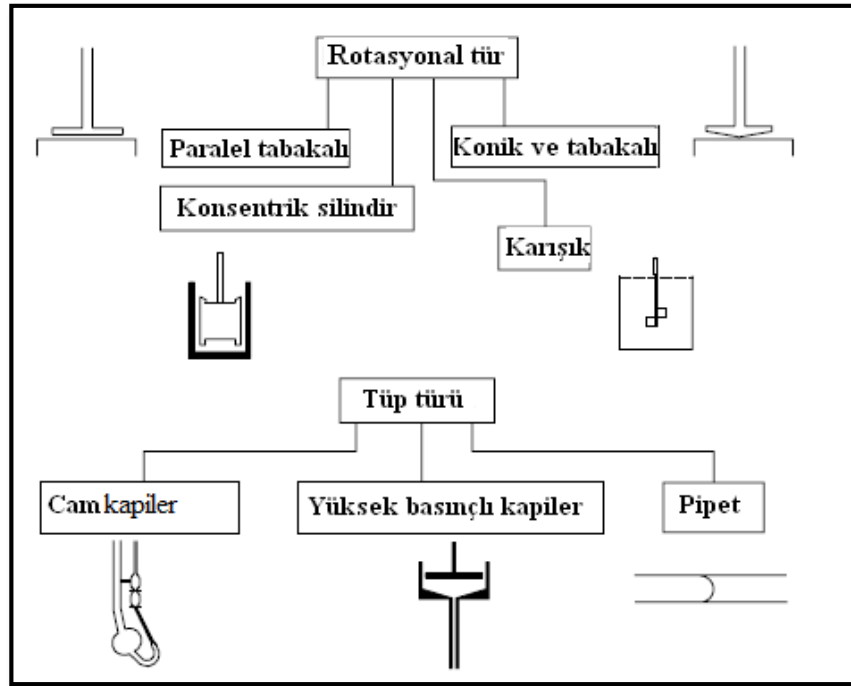
Dinamik viskozite ( $\eta'$ ), viskoelastik davranışın visköz komponentinin doğrudan ölçümüdür (Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

$$\eta' = \mathbf{G}'' / \omega \quad \omega = \text{açısal titreşim frekansıdır.}$$

Kompleks viskozite ( $G^*$ ), kayma geriliminin harmonik salınımlı bir şekilde uygulandığı durumlarda materyalde oluşan frekansa bağlı viskozitedir (Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

#### 1.2.4. Reolojik Özelliklerin Ölçülmesi

Akışkan ve yarı-katımsı malzemelerin temel reolojik özelliklerini ölçmek için kullanılan aletler rotasyonel plakalı ve kanal türü olmak üzere iki genel sınıfa ayrılabilir. Şekil 1.2’de gösterilen bu aletlerin çoğu ticari olarak mevcuttur ve bazıları da kolaylıkla yapılabilmektedir. Bu aletler maliyetleri çok ucuz cam kapiler viskozimetrelerden, dinamik özellikleri ve normal gerilim farklarını ölçme kabiliyetine sahip çok pahalı rotasyonel aletlere kadar geniş bir aralıkta değişmektedir. Katımsı malzemeler sıkışabilirlik, gerilim ya da bükülme testlerine tabi tutulurlar. Bu tür reolojik özellikleri ölçmek için kullanılan aletlere *reometre* adı verilir. *Viskozimetre* ise sadece viskoziteyi ölçen aletler ile ilgili daha sınırlı bir terimdir (Gündüz, 2010).



Şekil 1.22. Reolojik özellikleri belirlemek için kullanılan rotasyonel ve kapiller aletler

Rotasyonel reometreler kararlı kesme (sabit açılı hız) ya da dinamik mod konumunda çalıştırılabilirler. Bazı rotasyonel aletler kesme verilerinin toplanmasını kolaylaştıran,

çok düşük kesme hızında malzemelerin analizine imkan veren ve kritik kesme geriliminin belirlenmesini sağlayan kontrollü gerilim modu fonksiyonlarına sahiptir (Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

Bu bilgiler malzemenin iç yapısının anlaşılması açısından büyük bir öneme sahiptir. Rotasyonel sistemler genelde zamana bağlı davranışı incelemek için kullanılır. Çünkü kanal sistemleri, cihaz içerisinden malzemenin bir kez geçişine müsaade ederler. Reolojik özellikleri ölçmede kullanılan her bir aletin birbirlerine karşı bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Yerçekimi fonksiyonlu cam kapiler aletler sadece Newtonian akışkanlar için uygundur. Çünkü kesme hızı akış süresince değişir. Konik ve tabakalı sistemler orta derecede kesme hızları ile sınırlandırılırlar fakat hesaplamaları oldukça basittir. Pipet (boru) yada mikser viskozimetreleri, konik ve tabakalı ya da paralel tabakalı aletlere göre çok daha geniş tanecikli sistemleri incelemek için kullanılabilir. Yüksek basınçlı kapilerler yüksek kesme hızlarında çalıştırılabilirler. Fakat genel olarak, önemli bir son basınç düzeltilmesi gerektirirler (Gündüz, 2010).

Bir sistemin reolojik özelliklerinin başarılı bir şekilde ölçülmesi ve değerlendirilmesi, uygun yöntemin ve doğru bir reometrenin seçilmesine bağlıdır. Reometrelerin tasarımında, sıcaklık ve işlem parametreleri esas alınır (Desphande ve ark., 2010; Barnes ve ark., 1998).

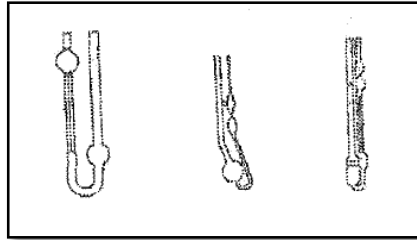
Reolojik ölçümlerde amaç, gerilim ve kayma hızı ve bazı durumlarda viskoelastisite arasındaki fonksiyonel ilişkiyi tayin etmektir. Newtonian akış gösteren sistemlerde hız gradyanı ile gerilim arasında doğrusal bir ilişki bulunmaktadır. Bu nedenle bu tip sistemlerin akış özelliğini ve viskozitesini tayin etmek için tek noktalı viskometreler kullanılmaktadır. Bu aletler tek kayma hızı ile çalışırlar. Newtonian olmayan akış sistemlerinin viskozitesinin değişik hız gradyanlarında çalışılarak ölçülmesi mümkündür. Bu tip sistemlerin reogramı çok noktalı viskometreler kullanılarak çizilmelidir (Barnes ve ark., 1998; Duman, 2002; Murata, 2012, Desphande ve ark., 2010).

Reometreler, bir tüp içindeki sıvının akışa karşı direncini ölçmek, ve sıvının içindeki katı cismin hareketine gösterdiği direnci ölçmek üzere iki temel prensibe göre ölçüm yaparlar.

#### 1.2.4.1. Kapiller Reometreler

Çalışma prensibi kılcal tüpte belli iki işaret arasında sıvının yerçekimi etkisi ile akması için gereken sürenin saptanmasına dayanır. Kapiller boyunca basınç farkı ile hacimsel akma oranı doğrudan ölçülerek kayma gerilmesi, kayma oranı ve viskozitenin hesaplanması için kullanılır. Newtonumsu sıvıların viskozitenin belirlemek için uygun bir yöntem olup, geniş kayma hızı aralığına sahip Newtonumsu olmayan sıvılar için uygun değildir (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

Kapiller reometre, viskozitesi bilinen bir sıvı ile kalibre edilebilir ve sonra viskozitesi bilinmeyen sıvının viskozitesi tayin edilebilir. Bu şekilde test örneğinin mutlak viskozitesinin yanı sıra kinematik viskozitesi de hesaplanabilir.



Şekil 1.23. Kapiller viskozmetrelerin şematik görünümü.

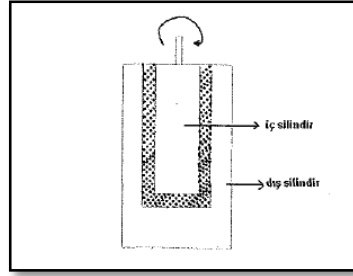
#### 1.2.4.2. Rotasyonel Reometreler

Bu tip reometrenin çalışma prensibi, test edilecek örneğin rotasyon yapan yüzeyler arasında kayma gerilimine maruz kalmasına dayanır. Tork ve rotasyonel hız, doğrudan ölçülür ve kayma hızı oranı ve kayma gerilmesi kullanılarak viskozite hesaplanır. Örneğin; istenilen süre boyunca kayma gerilimine maruz bırakılması, yani reolojik parametrelerin zamanın bir fonksiyonu olarak ölçülebilmesi ve örnek boyunca homojen bir kayma oranı hızının mevcut olması, kapiller reometrelere göre üstün özellikleridir (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

Rotasyon yapan yüzeylerin geometrisi, gerekli olan kayma hızı oranına bağlı olarak; eş merkezli silindir, kon ve plak, çift kon-plak, kon-kon, plak-plak ve disk olarak sınıflandırılabilir.

#### 1.2.4.3. Eş Merkezli (Concentric) Silindir Reometreler

Bu tip reometreler bir silindirin içinde küçük bir silindir içerirler. Sıvı dış silindirin iç çeperi ile kullanılan silindirin dış çeperi arasında kaymaya uğrar. Aletin özelliğine göre bu silindirlerden biri belli bir açisal hızla döndürülür. Silindirlerden birinin dönmesi ile diğer silindirin yüzeyinde oluşan ve örneğin; viskozitesi ile orantılı olan stres (gerilim) aletin ekranından okunur (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

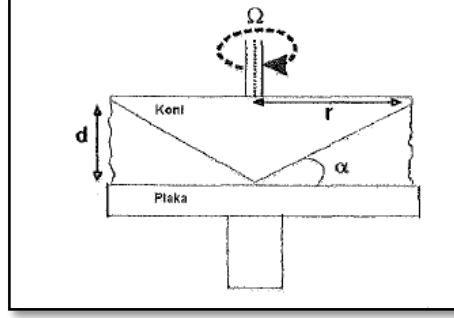


Şekil 1.24. Çift eksenli silindir reometrenin şematik görünümü.

#### 1.2.4.4. Koni ve Plaka Reometre

Bu reometrede altta sabit bir tabla, üstte belli açıda dönen bir koni bulunmaktadır. Koni ile tabla arasında da çok küçük bir aralık oluşur.

Bu tip reometrede ölçüm yapılacak örnek tablanın ortasına yerleştirilir ve tabla koninin tam altına gelecek pozisyonda yükseltilir. Ölçülecek örnek sabit tabla ve dönen koni arasında dar aralıkta kayar. Koni değişen hızda bir motor tarafından çalışır. Hız gradyanı azaltılıp arttırılabilir. Koni üzerinde oluşan kayma gerilimi, tork göstergeden okunur. Hız gradyanı, göstergeden okunan kayma gerilimine karşı grafiğe geçirilir (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).



Şekil 1.25. Koni ve plaka tipi reometrenin şematik görünümü.

Koni-tabla reometresinde hız gradyanının, örneğin her tarafında sabit olması açısından çift eksenli reometrelere göre üstünlüğü bulunmaktadır. Diğer bir üstünlüğü de çok küçük örnek miktarı ile (0.1-0.2 ml) ölçüm yapılabilmesidir.

#### 1.2.4.5. Çift Koni-Plaka Reometre

Viskozitesi yüksek test örnekleri için, basit kon-plak reometreleri yerine tercih edilebilmektedir (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

#### 1.2.4.6. Koni-Koni Reometre

Test örneği bir tepe noktasına sahip iki dönen yüzey arasına yerleştirilir ve akışkanın yer çekimi ağırlığı ile cihazın üzerinde kalması sağlanır (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

#### 1.2.4.7. Paralel Plak Reometre

Akışkanların viskozitesi, merkezi boyunca bir eksen etrafında dönen iki paralel plaka arasında meydana gelen kayma gerilimi ile ölçülür (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

#### 1.2.4.8. Disk Reometre

Newtonumsu akışkanlar için kullanılan, iki paralel plak reometre ve bir eş merkezli silindirik kenar bölgesinden oluşan aletlerdir (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

#### **1.2.4.9. Salınımlı (Oscillatory) Reometreler**

Maddeye küçük şiddette uygulana deformasyon ile cevap olarak oluşan gerilme veya gerilim ölçülür. Bu reometreler ile hem elastik hem visköz özellikler incelenebilmekte ve çok küçük miktardaki deformasyonların ölçümü çok hassas bir şekilde maddenin yapısı değiştirilmeksizin yapılabilmektedir (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

#### **1.2.4.10. Konvansiyonel Reometreler**

Viskoelastik malzemeler için yaygın olarak kullanılan bu reometrelerde, test örneği şiddeti küçük sinüsoidal bir gerilime maruz bırakılarak meydana gelen deformasyon izlenir. Yüzeylerden biri titreşirken diğeri sabittir. Titreşen yüzeylerin geometrisine göre, silindirik, kon-plak, paralel plak gibi çeşitleri mevcuttur (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

#### **1.2.4.11. Güncel Reometreler**

Malzemenin sabit akma davranışını karakterize etmek için kullanılır. Test örneğinde harmonik gerilimler oluşturmak için yüzeylerden biri sabit rotasyonda tutulur. Bir disk açısız hızda çalışırken diğerrinin mümkün olduğunca serbest olarak dönmesine izin verilen iki paralel plak (ortogonal reometre), iç ve dış kürenin eş eksenli miller üzerinde eşit açısız hızla döndüğü iki eş eksenli küre (balans reometre) ve eksentrik silindir, yer değiştirmiş yarım küre, eğik plak ve eğik kon gibi farklı geometrilere mevcuttur (Acartürk ve ark., 2007; Duman, 2002).

#### **1.2.5. Diş Hekimliğinde Reoloji**

Dental malzemelerin manipülasyonu, çalışma ve sertleşme zamanları, adezyonları ve stabilitesi reolojik özelliklerine bağlıdır. Bu reolojik parametreler ve ölçümleri de, sıcaklıktan, nemden, kullanılan reometre tipinden ve ölçüm yapılan cihazının geometrisinden etkilenmektedir (Phillips, 1991).

Dental malzeme biliminde sıklıkla kullanılan reolojik parametreler kayma gerilimi için viskozite, kayıp ve depolama modülü, ve tan delta iken, uzama akması (elongational flow) için ise elastik modülüdür. Akma için akma gerilmesi ve akma dönüşü ölçümleri yapılmaktadır. Bu değerler tanecik büyüklüğü dağılımı, toz-sıvı oranı, tanecik şekli, yoğunluk, hacim ve doldurucuların kullanımı ile herhangi bir materyal için modifiye edilebilir. Doldurucular tanecik veya sıvı (sürfaktan) halde olabilmektedir. Bu etkileyen parametreler arasında ayrıca deforme edilebilme ve partikül-partikül etkileşimi de yer almaktadır (Murata, 2012; Acartürk ve ark., 2007; Mutlu, 1992).

Reolojik olarak materyaller viskozitenin kayma geriliminde etkilenmediği Newtonian veya gerilimin kayma incelmesine (pseudoplastik) veya kayma kalınlaşmasına (dilatant) yol açtığı Newtonian olmayan şeklinde sınıflandırılır. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller çoğunlukla Newtonian akış göstermeyen maddeler sınıfına girer.

Diş hekimliğinde, ölçü maddelerinin yanı sıra endodontik malzemeler (Chang ve ark., 2014, Tanomaru-Filho ve ark., 2013, Papadogiannis ve ark., 2009, Gambarini ve ark., 2006, Lacey ve ark., 2005, Kaplan ve ark., 2003), adezivler (Leforestier ve ark., 2010), dental kompozitler (Rubbi ve ark., 1993, Kim ve ark., 2010, Lee ve ark., 2010, Beun ve ark., 2009), flor jelleri, fissür örtücüler (Beun ve ark., 2008), dental mumlar (McMillan ve Darvell, 2000), seramikler (Kes ve ark., 2009), akrilik rezin (Ogawa ve ark., 2001), yumuşak astar ve doku düzenleyiciler (Saitoh ve ark., 2010, Murata ve ark., 1998), simanlar (Lorton ve ark., 1980) üzerinde yapılmış reolojik çalışmalar mevcuttur.

Bu çalışmalarda; penetrometre (Wilson, 1966; Lorton ve ark., 1980), resiprokasyonlu reometre (Graham ve ark., 1991; Mansfield ve Wilson, 1972; McCabe ve Bowman, 1981), osilasyonlu plakalar (Mutlu, 1992; Inoue ve Wilson, 1978; Lee ve ark., 2007), kapiller ekstrüzyon (Braden, 1967; Combe ve Moser, 1978; Combe ve ark., 1981), rotasyonel eksen (Vermilyea, 1980), koni ve plaka (Lee ve Lee, 2012; Herfort ve ark., 1977; McCabe ve Carrick, 1989; Takahashi ve Finger, 1994; Eyre ve ark., 1989; Wanis ve ark., 1980), paralel plaka (Cook, 1982; Lee ve ark., 2007; McCabe ve Bowman, 1981), eş merkezli silindir (Watts ve ark., 1981; Cook, 1982), kompresyon

reometre (Braden, 1967; Jamani ve ark., 1989), “displacement reometre” (Abuasi ve ark., 1993; Murata ve ark., 1998) gibi çeşitli ölçüm aletleri kullanılmıştır.

Akrilik rezinler ile yapılan reolojik çalışmalarda, akrilin içindeki doldurucu taneciklerin ve estetik fiberlerin viskoziteyi arttırdığı ve sertleşme zamanını kısalttığı sonuçlarına varılmıştır. Akrilin yapısında kayma kalınlaşması ve tiksotropik özellik görülmektedir.

Yumuşak astar ve doku düzenleyiciler ile yapılan çalışmalarda, klinik açıdan anlamlı reolojik farklılıklar bulunmuştur. Etil alkol ve polimer molekül ağırlığının varlığıyla jelasyon süreci kontrol edilebilmektedir. Partikül büyüklüğü ve molar hacmi de etkilemektedir. Yüksek tan delta ve depolama modülü değerleri çiğneme fonksiyonunu arttırmaktadır.

Sertleşmemiş dental kompozitler akma gerilimine sahiptirler ve sertleşme esnasında kayma incelmeye uğrayarak pseudoplastik özellik ve Newtonian olmayan akış gösterdikleri çalışmalar mevcuttur. Kompozitlerin polimerizasyon hızı içerdikleri partikül büyüklükleriyle ilişkilidir. Tahmin edilebileceği üzere, akışkan kompozitler, düşük viskozite ve daha az mekanik dayanıklılığa sahiptir. Doldurucu içeriğin artması viskoziteyi arttırmaktadır ve akma gerilmesini azaltmaktadır. Yapıştırma simanlarının viskozitesi kayma hızına bağlıdır ve “dual” polimerizasyon çalışma zamanını büyük oranda azaltmaktadır. Geçici simanların akma gerilimindeki farklılıklar kullanım özelliklerini etkilemektedir. Bu çalışmalar göstermektedir ki, simanların viskozitesi kayma hızından çok sıcaklık ve tanecik geometrisinden etkilenmektedir.

#### **1.2.5.1. Elastomerlerde Reolojik Özelliklerin Ölçülmesi**

Konuyla ilgili ilk yapılan çalışmalarda sertleşme reaksiyonunun izlenmesi amacıyla viskozite (Braden, 1966; Herfort ve ark., 1977; Vermilyea ve ark., 1980; McCabe ve Bowman, 1981; Cook, 1982a) ve rijiditeyi (Wilson, 1966; Inoue ve Wilson, 1978; Inoue ve ark., 1976) zamanın bir fonksiyonu olarak incelemişlerdir.

Elde edilen veriler çalışma zamanı ve sertleşme zamanı gibi klinik açıdan önemli parametrelerin veya ağ yapısının oluşma hızı gibi mekanik parametrelerin belirlenmesinde kullanılmıştır. Bu çalışmalar, her ne kadar değerli bilgiler ortaya koysa da, viskozite ve rijidite ölçümleri maddede elastisite gelişimiyle ilgili bilgi vermemektedir (McCabe ve Carrick, 1989).

1976'da Jorgensen ölçü maddelerindeki elastik geri dönüşün izlenmesi için bir yöntem olarak rotasyonel koni-plaka reometrelerini öne sürmüştü ve aynı cihaz daha sonra Araujo ve Jorgensen tarafından da kullanılmıştır(1985). Elastisitenin gelişimi, kalıcı deformasyon yüzdesinin zamanın bir fonksiyonu olarak ölçülmesi yoluyla gözlemlenmiştir. Bu araştırmacılar deneylerini 37°C' de gerçekleştirmişler ve birincil olarak etkin elastik dönüşün sertleşme süresine göre hangi noktada gerçekleştiğiyle ilgilenmiştir (Abuasi ve ark., 1993).

Gerilim kontrollü reometre elastomerlerin sertleşmesi esnasında bir dizi reometrik özelliğin izlenmesi için elverişli bir araçtır. Hem çalışma şekli hem de ortaya koyduğu bilgi açısından konvansiyonel koni-plaka reometrelerinden farklılık göstermektedir. Konvansiyonel koni-plaka reometreleri uygulanan gerilme hızının örnek materyal üzerine yüklenmesi ve sonuçta oluşan gerilimden viskozitenin hesaplanması prensibiyle çalışır. Gerilim kontrollü reometre ise tork uygulanması ve sonucunda oluşan deformasyon ya da gerilmenin ölçülmesi prensibine dayanır. Akma, sürünme (creep) ya da osilasyonlu modda çalışabilir. Salınımlı ya da resiprokasyonlu çalışan reometrelerde dinamik viskozite ve depolama modülü parametreleri ölçülebilmektedir (Cook ve Brockhurst, 1980).

#### **1.2.5.2. Literatürde Elastomerik Esaslı Ölçü Maddeleriyle Yapılmış Reolojik Çalışmalar**

Elastomerik ölçü maddelerinin klinikte kullanılmaya başlamasından itibaren, klinik kullanım özelliklerini daha iyi anlayabilmek ve karşılaştırabilmek amacıyla bu malzemelerin çalışma ve sertleşme zamanını reolojik parametreler yardımıyla ölçen, bu süreçlerde viskozitenin, akış özelliklerinin, elastisitenin nasıl değiştiğini inceleyen pek çok çalışma yapılmıştır.

McCabe ve Carrick 1989’da yaptıkları çalışmada beş farklı elastomerik ölçü maddesinin viskozite, rijidite ve elastisite değerlerini sertleşme reaksiyonu esnasında gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada daha önce konvansiyonel viskometrelerle yapılan çalışmaların reometrik analize göre daha kısıtlı bilgi verdiği, polivinil siloksan ölçü maddesinin viskometre çalışmalarında saptanamamış olan bir hızla elastisite geliştirdiğini belirtmişlerdir. Çalışma zamanı gibi klinik açıdan önemli parametrelerin, sadece viskoziteyi ölçen testlere dayandırılmaması, mutlaka reolojik analizlerle detaylı olarak incelenmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

McCabe ve Carrick 1990 yılında yaptıkları çalışmada, orta kıvamlı elastomerik ölçü malzemelerine 10’ar saniyelik periyodlarla gerilim uygulayıp serbest bırakarak sertleşme reaksiyonu sırasında her bir ölçü maddesinde hangi aşamada elastik dönüşün gerçekleştiğini tespit etmişlerdir. Daha önce osilasyonlu modda yapılan ölçümlerin verileriyle karşılaştırarak iki yöntemin sonuçlarının tutarlı olduğunu belirtmişlerdir.

Abuasi ve ark., 1993 yılındaki çalışmalarında, elastomerik ölçü maddelerinin çalışma ve sertleşme zamanını ölçmek için “displacement reometre” adını verdikleri bir yöntem geliştirmişler, ve yaptıkları ölçümleri kontrollü stres reometre ve ISO 4823 (1992) de tarif edilen elastomerlerin çalışma zamanının belirlenmesine ilişkin test yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Ölçü maddesine 30 saniye aralıklarla kuvvet uygulanıp bırakılarak meydana gelen elastik dönüş kaydedilmiş ve elastik dönüş sabitleninceye kadar döngü tekrar edilmiştir. Displacement reometre ile diğer iki yöntem kullanılarak elde edilen sonuçlar arasında 5 ölçü maddesi için anlamlı bir farklılık bulunmazken, 3 ölçü maddesi için çalışma zamanı ISO yöntemiyle elde edilen verilere göre anlamlı olarak daha kısa bulunmuştur.

Chai arkadaşları, 1993 yılında yaptıkları çalışmada, düşük ve orta yoğunluktaki 10 farklı polivinil siloksan ölçü maddesinin viskozite değerlerini koni ve plaka rotasyonel reometre kullanılarak karşılaştırmışlardır. Ölçü malzemeleri karıştırılmaya başlandıktan 20, 30 ve 40 saniye sonra cihaza yerleştirilmiş, ve ölçü maddelerinin ağıza yerleştirme süresinin viskoziteyi nasıl etkilediği araştırılmıştır.

McCabe ve Arikawa hepsi orta yoğunlukta olan polieter, polivinil siloksan, kondansasyon silikon ve polisülfid ölçü malzemelerinin karıştırılmadan önce ve sonraki tanjant delta ve dinamik viskozite değerlerini stres kontrollü reometre yardımıyla incelemişlerdir (1998). Viskozite, pseudoplastisite ve elastisite gelişme hızı gibi bazı reolojik özelliklerin klinik kullanımı nasıl etkileyeceğini araştırdıkları çalışmada, polieter ve polisülfidin tanjant delta değerinin karıştırıldıktan sonra polivinil siloksana göre daha uzun süre yüksek kaldığını, bunun da daha uzun bir çalışma zamanı anlamına geldiğini belirtmişlerdir. Tanjant delta değerinin karıştırılma esnasında izlenmesinin elastomerik ölçü malzemelerinin sertleşme özelliklerinin değerlendirilmesinde uygun bir yöntem olduğunu ortaya koymuşlardır.

Martinez ve arkadaşları, 2001 yılında iki düşük yoğunlukta polivinil siloksan ölçü maddesinin reolojik özelliklerini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada, iki materyalin reolojik özellikleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bu farklılığın ölçü maddelerinin formülasyonlarındaki doldurucu partiküllerin tipi ve konsantrasyonundaki değişiklikten kaynaklanabileceği belirtilmiştir.

Duman, 2002 yılında yaptığı çalışmada silikon ve polieter esaslı ölçü malzemelerinin reolojik özelliklerini karıştırmadan önce ve karıştırdıktan sonra incelemiştir. Karıştırmadan önce baz ve aktivatör maddelerin viskozitesi üzerinde değişen makaslama oranlarının etkisi araştırılırken, karıştırıldıktan sonra yapılan ölçümlerle de viskozitede zamanla meydana gelen artış incelenmiş ve ölçü malzemeleri aralarında karşılaştırılmıştır.

Berg ve arkadaşları, 2003 yılında yaptıkları çalışmada düşük ve orta yoğunlukta polivinilsiloksan ve polieter ölçü maddelerinin reolojik özelliklerini 25°C, 29°C, 33°C ve 37°C'de inceleyerek sıcaklığın reolojik özellik üzerine etkisini araştırmışlardır. Aynı sıcaklıkta karşılaştırılan ölçü maddeleri sertleşme süresi ve viskoelastik özellikler açısından farklılıklar göstermiştir. Farklı sıcaklıklarda yapılan ölçümler reolojik parametrelerin sıcaklıktan önemli derecede etkilendiğini ortaya koymuştur.

Pae ve arkadaşları, 2008 yılında yaptıkları çalışmada beş polivinilsiloksan ve bir polieter interokluzal kayıt materyalinin reolojik özelliklerinin karşılaştırmışlar ve

sıcaklığın viskoelastik özellikler üzerindeki etkisinin araştırmışlardır. Materyallerin sıcaklığa bağlı olarak farklı özellikler gösterdiklerini belirtmişlerdir. Viskoelastik özelliklerin 21°C ve 33°C olmak üzere iki sıcaklık derecesinde ölçüldüğü çalışmada, sıcaklığın her iki materyalin viskoelastik davranış biçimlerini etkilediğini, aynı sıcaklıkta polieter ve polivinilsiloksan interokluzal kayıt materyalleri arasında G' ve tan $\delta$  değerleri açısından farklılıklar olduğu bulunmuştur. Başlangıçta G' değeri polivinil siloksandaki daha düşük seyreden polieter kayıt materyali için, bu akıcı özelliği nedeniyle mobil dişler üzerinde kullanılabileceği ve sentrik ilişki kaydı alınırken mandibulada daha az yer değiştirmeye yol açacağı yorumu yapılmıştır.

German ve arkadaşları, 2008 yılında yaptıkları çalışmada orta yoğunlukta polivinilsiloksan ve polieter ölçü maddelerinin reolojik özellikleri karşılaştırılmış ve hidrofilite ile ilişkisini değerlendirilmişlerdir. Çalışmanın sonucunda reolojik özelliklerin final ölçünün kalitesini anlamlı oranda etkilediğini, reolojik parametreler ile hidrofilite arasında ilişki bulunduğunu öne sürmüşlerdir.

El Deeb ve arkadaşları, 2011 yılında yaptıkları çalışmada düşük ve yoğun kıvamdaki polivinilsiloksan ve polieter ölçü maddelerinin viskozite, akış ve elastisite gelişimi özelliklerinin çalışma zamanı ile olan ilişkisinin incelemişlerdir. Düşük yoğunluktaki polieterin gruplar arasında en düşük viskoziteye sahip olduğunu ve çalışma zamanı içinde en plastik davranışı gösterdiği bulunmuştur.

Nowakowska ve Raszewski 2011 yılında yaptıkları çalışmada farklı gingival retraksiyon ajanlarının düşük yoğunluktaki vinilsiloksaneter ölçü maddesinin polimerizasyonu üzerine etkisini araştırmışlardır. Ölçü maddesinin polimerizasyon süresi bir viskometre ile ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır.

Lee ve Lee, polivinil siloksan ölçü maddelerinin karıştırmadan önce ve sertleşme esnasındaki akış özelliklerini ve viskoelastik davranışlarını, ve içeriklerinin bu özelliklere etkisini araştırmışlardır (2012). 25°C ve 32°C'de gerilim kontrollü reometreyle yapılan ölçümler ile elde edilen veriler, SEM analizi ile saptanan materyallerin inorganik doldurucu içeriği ile ilişkilendirilmiştir.

### 1.3. Çalışmanın Amacı

Elastomerik ölçü maddelerinin çalışma ve sertleşme süresi içinde, oda sıcaklığı ve intraoral sıcaklık değişimlerinin etkisi altındaki akış davranışları ve viskoelastik özellikleri ölçünün kalitesini ve klinik başarıyı doğrudan etkilemektedir.

Günümüzde sabit ve hareketli protetik restorasyonların yapımında en sık tercih edilen elastomerik ölçü maddeleri, olumlu fiziksel ve mekanik özellikleri nedeniyle, polivinil siloksan ve polieter olarak belirtilmiştir (Tolidis, 2010).

Elastomerik ölçü maddelerinin viskozite ve tiksotropi ile birlikte, reolojik özelliklerini ve akış karakteristiklerini inceleyen çalışmalar literatürde mevcuttur. Bu çalışmalar da göstermektedir ki, bu malzemelerin reolojik ve akış özellikleri prepare dişlere ve gingival andırcatlara adaptasyonlarında ve kullanım özelliklerinde ana belirleyici faktörlerdir. Tiksotropik davranış, klinik olarak ölçü maddesi ağıza tam olarak yerleştirildiğinde akışın durması şeklinde tanımlanmıştır ve elastomerik ölçü maddesinin reolojik karakterine bağlıdır (Tolidis, 2010). Yüksek kalitede bir restorasyon elde etmek için bir ölçü maddesinin 20-70 µm aralığında ince detayları kopyalayabilmesi gerekir. Ölçü maddesinin bu yeteneği de yine reolojik özelliklerinden etkilenmektedir (Eyre ve ark., 1989).

Tek aşamalı elastomerik ölçü maddeleri hem ölçü kaşığı hem de şırınga ile kullanım için uygun malzemeler olarak kullanıma sunulmuşlardır. Bu şekilde kullanılabilmesinin temeli elastomerik ölçü maddelerinin “kayma incelmesi” veya “pseudoplastik” davranış göstermelerine dayanmaktadır.

Çalışmamızın amacı, günümüzde sıklıkla tercih edilen, tek aşamalı orta yoğunlukta bazı elastomerik ölçü malzemelerinin çalışma zamanı ve sertleşme zamanı süresince, reolojik özelliklerindeki ve viskoelastik davranışlarındaki değişimlerin gözlenmesi ve bu değişimlerin farklı sıcaklık derecelerinde karşılaştırılmasıdır.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi'nde (UNAM) gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı baz ve aktivatör maddelerden oluşan farklı markalara ait orta yoğunluktaki elastomerik esaslı ölçü maddelerinin in vitro koşullarda;

- Seçilen ölçü maddelerinin çalışma ve sertleşme zamanı boyunca gösterdikleri reolojik özellikleri, kompleks viskozite, tanjant delta ve depolama modülü parametreleri üzerinden incelemek,
- Ölçü maddelerinin reolojik özelliklerinin klinik kullanımı esnasında maruz kaldığı farklı sıcaklık derecelerinden nasıl etkilendiğini araştırmak ve
- Ölçü maddelerinin reolojik özelliklerinin kendi aralarında karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

### 2.1. Ölçü Malzemeleri

Deneyler süresince, standardizasyonu sağlamak amacıyla el ile karıştırılan değil, otomatik karıştırma sistemleri olan ölçü maddeleri tercih edilmiştir. Araştırmada kullanmak için seçilen bu ölçü maddeleri Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.

**Çizelge 2.1.** Kullanılan ölçü malzemelerinin sertleşme tipi, yoğunluk ve çalışma zamanları.

ÜRÜN ADI	ÜRETİCİ FİRMA	SERTLEŞME TİPİ	YOĞUNLUK	ÇALIŞMA ZAMANI
<b>Variotime</b>	Heraus Kulzer, 63450, Germany	Polivinil siloksan	Orta	2.30 dk
<b>Monophase*</b>	3M ESPE, D-82229, Seefeld	Polieter	Orta	2.45 dk
<b>Soft Monophase**</b>	3M ESPE, D-82229, Seefeld	Polieter	Orta	2.30 dk
<b>Exa'lence</b>	GC America, Japan	Vinil polieter silikon	Orta	2.0 dk

\*Orta kıvamlı polieter ölçü maddesi standart formülasyon

\*\* Orta kıvamlı polieter ölçü maddesi, akışkanlığı artırılmış formülasyon



Şekil 2.1. Vinil polieter silikon ölçü maddesi (Exa'lence, GC America).



Şekil 2.2. Polieter ölçü maddesi (Monophase, 3M ESPE, Seefeld).



Şekil 2.3. Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesi (Soft Monophase, 3M ESPE, Seefeld).

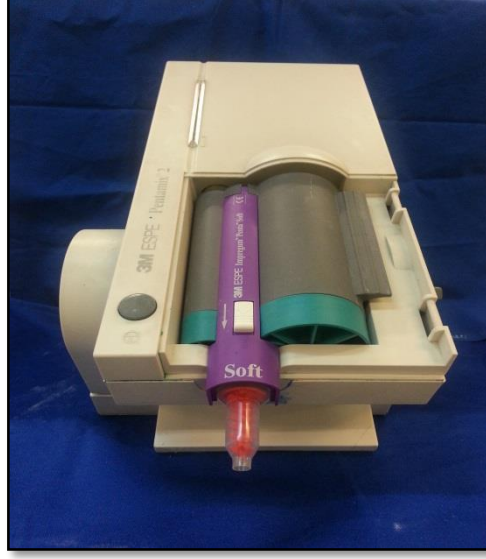


**Şekil 2.4.** Polivinil siloksan ölçü maddesi (Variotime, Heraeus Kulzer, Germany).

Yukarıda sıralanan baz ve aktivatör maddelerden oluşan her bir ölçü maddesi üretici firmanın önerileri doğrultusunda ve otomatik karıştırma tabancası (Zhermack, DS-50, Rovigo, Italy) ya da cihazı (Pentamix, 3M ESPE, Seefeld, Germany) kullanılarak karıştırılmıştır.



**Şekil 2.5.** Otomatik karıştırma tabancası (Zhermack, DS-50, Rovigo, Italy).



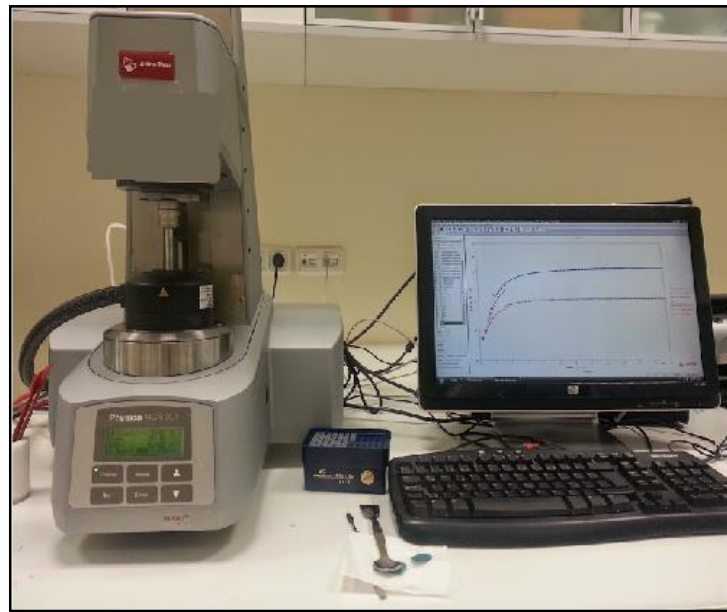
**Şekil 2.6.** Otomatik karıştırma cihazı (Pentamix, 3M ESPE, Seefeld, Germany).

### **2.1. Reometre cihazı**

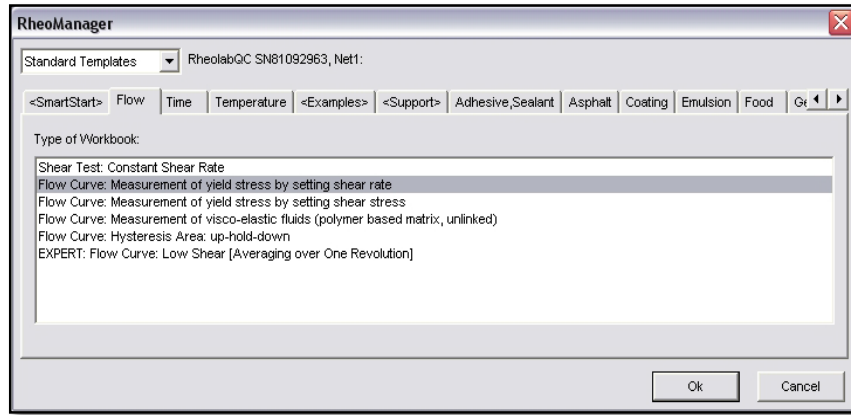
Ölçü maddelerinin reolojik özellikleri, Peltier sıcaklık kontrol ünitesi ile donatılmış gerilme kontrollü bir reometre cihazı (Anton Paar MCR 301, Anton Paar GmbH, Austria) kullanılarak ölçülmüştür. Bir sirkülasyon ünitesiyle birlikte olan Peltier sıcaklık kontrol ünitesi, kullanıcıya  $-20^{\circ}\text{C}$  ile  $180^{\circ}\text{C}$  arası sıcaklıklarda ölçüm yapma imkanı vermektedir. Reometre cihazı hava yastıklı bir cihaz olduğu için kompresör yardımıyla çalışmaktadır. Kullanılan kompresörün çıkışı 4 bar, gelişi 6 bardır ve yaklaşık 2.9 bar filtreye sahiptir. Cihazın teknik donanım özellikleri Çizelge 2.2’de görülmektedir.

**Çizelge 2.2.** Gerilim kontrollü reometre cihazının özellikleri.

Açısal hız aralığı	$10^{-9}$ ile 314 rad/sn
Tork aralığı	2 mNm - 230 mNm
Açısal frekans aralığı	$10^{-7}$ ile 628 rad/sn
Normal kuvvet aralığı	0,005 N – 50 N
Viskozite aralığı	1 mPas – $10^9$ mPas
Kayma hızı aralığı	0,01 – 1200 $\text{sn}^{-1}$
Sıcaklık aralığı	-20°C ile 180°C



**Şekil 2.7.** Gerilim kontrollü reometre cihazı.



**Şekil 2. 8.** Anton Paar Rheoplus yazılımı (RHEOPLUS/32 V340) ile ölçümü yapılacak parametrenin seçimi.

Bizim çalışmamızda deneyler, gerilim kontrollü reometre cihazında Çizelge 2.3’de görülen sabit değerler seçilerek gerçekleştirilmiştir.

**Çizelge 2.3.** Deneylerde kullanılan sabit değerler.

Sensör geometrisi	Paralel plaka
Sensör çapı	25 mm
Plakalar arası mesafe	0.5 mm
Frekans değer	1 Hz
Açısal frekans değeri	10 rad/sn
Kayma gerilmesi	326,8899 Pa/mNm
Kayma hızı	1,30774 min/sn

### 2.3. Isothermal Curing (Time-dependent Gelification) Testi

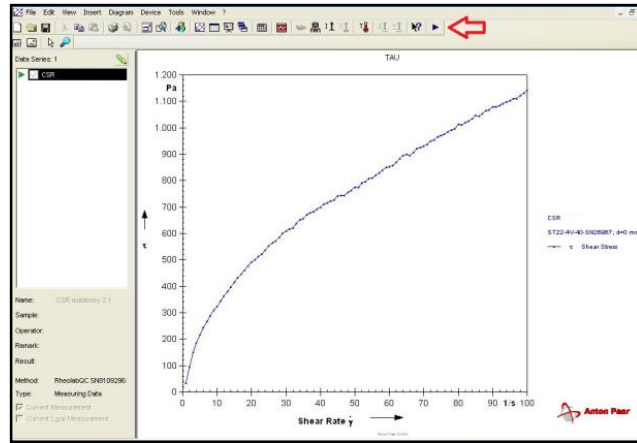
Baz ve aktivatör maddelerden oluşan ölçü maddelerinin karıştırıldıktan sonra sertleşme süresince gösterdikleri reolojik özellikleri incelemek için izotermal kürlenme veya zamana bağımlı jelleşme testi (isothermal curing time-dependent gelification test) uygulanmıştır.

Deneylerin başında alt plaka örneği istenilen sıcaklıkta muhafaza edilmesini sağlayan bir Peltier aleti görevi görürken, her ölçümden önce üst plaka alt Peltier plaka ile

minimum 1 dakika temas getirilerek plakaların istenilen sıcaklıkta dengelenmeleri sağlanmıştır.

Örnekler, karıştırıcı ucundan doğrudan veya bir enjektör yardımıyla paralel plak geometrisine sahip cihazın üst test plağı 2 cm yükseklikte iken alt test plağı üzerine yerleştirilmiştir. Daha sonra üst plaka hareket ederek iki plaka arasındaki mesafe 0.5 mm olana kadar aşağı indirilmiş, taşan fazla materyal temizlenerek, karıştırma başladıktan 20 saniye sonra ölçüm başlatılmıştır. Bu zaman deney başlangıç zamanı “ $t_0$ ” olarak kabul edilmiştir. İzotermal kürlenme testi için deneyler  $25^{\circ}\text{C} \pm 0.01$ ,  $33^{\circ}\text{C} \pm 0.01$  ve  $37^{\circ}\text{C} \pm 0.01$  sıcaklıklarda 10 rad/sn açısal frekans değeri ile ve karıştırılmaya başladıktan hemen sonra 12 dakika süreyle yapılmıştır. 720 saniye boyunca her 6 saniyede bir veri alınarak toplamda bir ölçümde her bir parametre için 120 adet veri elde edilmiştir.

Her deney örneği ve her sıcaklık için testler literatürde bazı çalışmalarla belirtildiği şekilde 3'er kez tekrarlanmış olup, toplam 36 adet izotermal kürlenme veya zamana bağımlı jelleşme (isothermal curing/time-dependent gelification) testi yapılmıştır (Lee ve Lee, 2012; Berg ve ark., 2003; Martinez ve ark., 2001; Abuasi ve ark., 1993).



**Şekil 2.9.** Anton Paar Rheoplus ile ölçümün başlatılması ve grafiğin çizdirilmesi.

Bu testler sonucunda elde edilen verilerden yararlanılarak reolojinin temel parametreleri olan depolama modülü, tanjant delta, kompleks viskozite değerleri hesaplanmıştır. Reometre cihazı bilgisayara bağlı olup, ölçü maddesi örneğinin üst

plakanın yaptığı salınım hareketiyle beraber kayma gerilimine maruz kalmasıyla reolojik özelliklerinde gerçekleşen değişimler eş zamanlı olarak yazılım tarafından grafiğe geçirilmektedir. Bu şekilde her bir karışımın, her bir sıcaklık derecesi için zamana karşı kompleks viskozite, depolama modülü, tanjant delta grafiği çizdirilmiş, elde edilen sonuçlara göre akışkan cinsi ve akışkanın uyduğu ampirik denklemler tespit edilmiştir.

Baz ve aktivatör maddelerin karışımlarına  $25^{\circ}\text{C} \pm 0.01$ ,  $33^{\circ}\text{C} \pm 0.01$ ,  $37^{\circ}\text{C} \pm 0.01$  sıcaklıklarında uygulanan testler sonucu hesaplanan depolama modülü ( $G'$ ), tanjant delta ( $\tan\delta$ ), kompleks viskozite ( $\eta$ ) değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi amacıyla deneylerin toplam süresi olan 720 saniye; karıştırılmanın başlamasından sonraki 30. saniye ölçümün 0. saniyesi kabul edilmek suretiyle 0-60 sn, 60-120 sn, 120-180 sn, 180-360 sn, 360-540 sn, 540-720 sn olmak üzere 5 zaman periyoduna bölünerek her bir malzeme ve sıcaklık için her bir zaman periyodunda depolama modülü ( $G'$ ), tanjant delta ( $\tan \delta$ ), kompleks viskozite ( $\eta$ ) değerlerinin değişimlerinin anlamlı olup olmadığı analiz edilmiştir.

#### **2.4. İstatistiksel Analiz**

Verilerin analizi SPSS for Windows 15 paket programında yapılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler dağılımı normal olan değişkenler için ortalama  $\pm$  standart sapma, dağılımı normal olmayan değişkenler için median (min-maks), nominal değişkenler için ise vaka sayısı ve (%) olarak gösterilmiştir.

Değişkenler nonparametrik yöntem olan tekrarlanmış ölçümlerde iki yönlü varyans analizi (Two-way Factorial Repeated Measures design) F2\_LD\_F1 modeli kullanılarak test edilmiştir. Faktörlerimiz materyal, sıcaklık ve zaman olarak alınmıştır. RTE (Relative Treatment Effects) etkileri hesaplanarak, gruplar arasındaki farklılığı RTE nin 0,5 altında ve üstünde olmasına göre karşılaştırılmıştır.

Grup içi (0-60), (66-120), (126-180), (186-360), (360-540) ve (546-720) zaman aralıklarında tekrarlanmış ölçümlerin zamana göre değişim dağılımı normal olmadığı için Friedman testi uygulanmış, fark çıkan değişkenler için uygun posthoc testlerle karşılaştırmalar yapılmıştır.

Posthoc testlerle yapılan karşılaştırmalara göre, etkileşim terimi anlamlı çıktığından her bir sıcaklıkta ölçü maddelerindeki değişkenlerin ortanca değerleri Kruskal Wallis testi ile karşılaştırılmıştır. Daha sonra, ölçü maddesi sabit tutularak belirlenen her sıcaklık noktasındaki değişkenlerin ortanca değerleri Kruskal Wallis testi ile karşılaştırılmıştır.

### 3. BULGULAR

Isothermal curing testi uygulanan maddelerin kimyasal özelliklerine göre dağılımı Çizelge 3.1’de yer almaktadır.

**Çizelge 3.1.** Isothermal Curing Testi Uygulanan Ölçü Maddelerinin Yüzde Birleşimi

Madde Türü	Deney sayısı (n)	Yüzde (%)
Polivinil siloksan	9	25
Polieter	9	25
Düşük viskoziteli polieter	9	25
Vinil polieter silikon	9	25
<b>Toplam</b>	<b>36</b>	<b>100</b>

#### 3.1. Farklı sıcaklıklarda Depolama Modülü Değeri Bulguları

##### 3.1.1. Vinil Polieter Silikon (Exa'lence) için Depolama Modülü Bulguları

Çizelge 3.2’de Vinil Polieter Silikon için belirli zaman aralıklarında depolama modülü değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.2.** Vinil Polieter Silikon Ölçü Maddesinin Zaman Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı

DEPOLAMA MODÜLÜSÜ - EXALENCE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma (x±SS)			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	6613,33±886,2	10180±2130,939	13833,3±4215,8	5590 - 7130	8310 - 12500	11300 - 18700
60	10516,6±1015,3	37866,6±7670,9	105400±32565,1	9350 - 11200	31100 - 46200	86200 - 143000
120	17100±1652,2	151666,6±29955,5	461000±95660,8	15400 - 18700	127000 - 185000	391000 - 570000
180	31066,6±3092,4	398666,6±76428,6	854333,3±120267,7	28500 - 34500	344000 - 486000	703000 - 966000
360	16433,3±14571,6	1018333,3±184142,1	1202666,6±190161,3	154000 - 181000	895000 - 1230000	990000 - 1350000
540	465666,6±34501,2	1166666,6±221434,7	1260000±194679,2	431000 - 500000	1010000 - 1420000	1040000 - 1410000
720	755333,3±49702,4	1213333,3±232880,5	1293333,3±195021,3	699000 - 793000	1050000 - 1480000	1060000 - 1430000

Vinil polieter silikon ölçü maddesinin depolama modülü değerleri 0. saniyede, 25°C de 6613 Pa, 33°C’de 10180 Pa, 37°C’de 105400 Pa değerinde olup en düşük seviyededir, 0. saniye ile 720. saniye arasında bütün sıcaklıklarda artış göstermektedir. 720. saniyede ulaşılan değer 25°C’de 755333,3 ± 49702,4, 33°C’de 1213333,3 ± 232880,5 ve 37°C’de 1293333 ± 195021,3 olarak bulunmuştur.

Ölçü malzemesinin, 0-60, 66-120, 126-180, 186-360, 366-540 ve 546-720 saniyelik zaman aralıklarındaki depolama modülü değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda, 0-60. saniye aralığında, her üç sıcaklıkta da vinil polieter silikon ölçü maddesinin 6 ve 60. saniyelerde depolama modülü ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,012$ ). 60. saniyede daha yüksek ortalamaya sahiptir. 66-120. saniyeler arasındaki depolama modülüsü değerleri karşılaştırıldığında her üç sıcaklıkta 66 ve 120. saniyelerde ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.012$ ). 120. saniyede daha yüksek ortalamaya sahiptir. 126-180. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri açısından her üç sıcaklıkta 126. ve 180. saniyelerde ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.012$ ). 180. saniyede daha yüksek ortalamaya sahiptir. 180-360. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında her üç sıcaklıkta 186. ve 354. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 186. ve 360. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ). 366-540. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 366. ve 534. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 366. ve 540. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).  $33^{\circ}\text{C}$  ve  $37^{\circ}\text{C}$ 'de ise 366. ve 540. saniyelerdeki ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ). Vinil polieter silikon ölçü maddesinin 546-720. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 546. ve 714. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 546. ve 720. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).  $33^{\circ}\text{C}$  ve  $37^{\circ}\text{C}$ 'de ise 546. ve 720. saniyelerdeki ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).

### **3.1.2. Polieter (Monophase) için Depolama Modülü Bulguları**

Çizelge 3.3'de Polieter için belirli zaman aralıklarında depolama modülü değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.3.** Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı.

DEPOLAMA MODÜLÜSÜ - MONOPHASE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $\bar{x} \pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	2936,6±328,07	2913,3±457,2	4736,6±315,01	2560-3160	2510-3410	4420-5050
60	3743,3±254,82	15700±3780,2	79433,3±20423,1	3450-3910	11400-18500	66900-103000
120	8090±1453,4	149666,6±28148,4	388666,6±91128,1	6810-9670	120000-176000	292000-473000
180	35566,6±6101,09	374666,6±64663,23	657666,6±152362,5	31700-42600	316000-444000	487000-780000
360	275666,6±50767,4	793000±134398,6	1052666,6±194631,2	219000-317000	694000-946000	828000-1170000
540	498666,6±102050,6	930333,3±155949,7	1213333,3±185831,4	383000-576000	830000-1110000	1000000-1340000
720	637333,3±125288,9	990333,3±164427,2	1296666,6±156950,09	494000-726000	888000-1180000	1120000-1420000

Polieter ölçü maddesinin depolama modülü değerleri 0. saniyede, 25°C de 2936,6±328,07 Pa, 33°C'de 2913,3±457,2 Pa, 37°C'de 4736,6±315,01 Pa değerinde olup en düşük seviyededir, 0. saniye ile 720. saniye arasında bütün sıcaklıklarda artış göstermektedir. 720. saniyede ulaşılan değer 25°C'de 637333,3±125288,9 Pa, 33°C'de 990333,3±164427,200 Pa, 37°C'de 1296666,6±156950,09 Pa olarak bulunmuştur.

6 zaman periyodunun her birinin kendi içinde depolama modülü değerleri açısından karşılaştırılması sonucunda, 0-60 saniyeler arası için her üç sıcaklıkta da 6 ve 60. saniyeler arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0.012$ ). 60-120 saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında, tüm sıcaklıklarda 66. ve 120. saniyeler arasında anlamlı fark vardır ( $p=0.012$ ). 120-180. saniyeler arası periyoddaki değerler karşılaştırıldığında, tüm sıcaklıklarda 126-180. saniyeler arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,012$ ). 180-360. saniyeler arasında ise her üç sıcaklıkta da 186-354. saniyeler ( $p=0,043$ ) ve 186-360. saniyeler ( $p=0,024$ ) arasında anlamlı fark bulunmuştur. 360-540. saniyeler için 25°C'de 366 ve 540. saniyeler ( $p=0.024$ ) ve 366 ve 534. saniyeler ( $p=0.043$ ) arasında, 33°C'de 366 ve 540. saniyeler arasında ( $p=0.039$ ), 37°C de 366 ve 540. saniyeler arasında ( $p=0,024$ ) zamanlar arasında anlamlı fark bulunmuştur. 540-720. saniye zaman aralığında ise 25°C'de 546 ve 720. saniyeler arasında ( $p=0.024$ ) ve 546 ve 714. saniyeler arasında ( $p=0.043$ ), 33°C'de 546 ve 720. saniyeler arasında ( $p=0.024$ ), 37°C'de 546 ve 720. saniyeler arasında ( $p=0.035$ ) anlamlı fark bulunmuştur.

### 3.1.3. Düşük Viskoziteli Polieter (Soft Monophase) için Depolama Modülü Bulguları

Çizelge 3.4'de düşük viskoziteli polieter için belirli zaman aralıklarında depolama modülü değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.4.** Düşük Viskoziteli Polieter Ölçü Maddesinin Zamana Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı

DEPOLAMA MODÜLÜSÜ - SOFT MONOPHASE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $x \pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	2863,3±384,2	3176,6±1352,1	3503,3±328,6	2420-3100	2060-4680	3140-3780
60	4696,6±542,4	19000±3798,6	46566,6±17088,3	4280-5310	16100-23300	27500-60500
120	14813,3±7358,2	88100±14856,3	206000±45967,3	9440-23200	77100-105000	153000-235000
180	40466,6±17752,2	182666,6±25146,2	375000±70738,9	24900-59800	163000-211000	297000-435000
360	185000±48041,6	396000±50239,4	632000±111691,5	131000-223000	366000-454000	542000-757000
540	330000±74645,8	487666,6±72507,4	714666,6±113953,2	248000-394000	439000-571000	642000-846000
720	429000±99378,06	531666,6±88573,8	756000±121507,2	335000-533000	469000-633000	678000-896000

Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin depolama modülü değerleri 0. saniyede, 25°C de 2863,3±384,2 Pa, 33°C'de 3176,6±1352,11 Pa, 37°C'de 3503,3±328,6 Pa değerinde olup en düşük seviyededir, 0. saniye ile 720. saniye arasında bütün sıcaklıklarda artış göstermektedir. 720. saniyede ulaşılan değer 25°C'de 429000 ± 99378,06 Pa, 33°C'de 531666,6 ± 88573,8 Pa ve 37°C'de 756000 ± 121507,2 Pa olarak bulunmuştur.

Ölçü malzemesinin, 0-60, 66-120, 126-180, 186-360, 366-540 ve 546-720 saniyelik zaman aralıklarındaki depolama modülü değerleri kendi aralarında Friedman testi ile karşılaştırılmıştır. Buna göre 0-60. saniye aralığında, her üç sıcaklıkta da düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin 6 ve 60. saniyelerde depolama modülü ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,012$ ). 60. saniyede daha yüksek ortalamaya sahiptir.

60-120. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında her üç sıcaklıkta 66 ve 120. saniyelerde ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.012$ ).

126-180. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri açısından 25°C ve 33°C'de 126. ve 180. saniyelerde ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır

( $p=0.012$ ).  $33^{\circ}\text{C}$ 'de ise zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

180-360. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında her üç sıcaklıkta 186. ve 354. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 186. ve 360. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).

366-540. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında  $25^{\circ}\text{C}$ 'de ve  $33^{\circ}\text{C}$ 'de 366. ve 534. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 366. ve 540. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).  $37^{\circ}\text{C}$ 'de ise 366. ve 540. saniyelerdeki ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).

Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin 546-720. saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 546. ve 714. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 546. ve 720. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).  $33^{\circ}\text{C}$ 'de 546 ve 708. saniyeler ( $p=0,047$ ), 546. ve 714. saniyeler ( $p=0,043$ ), 546. ve 720. saniyeler ( $p=0.024<0.05$ ) arasında,  $37^{\circ}\text{C}$ 'de ise 546. ve 720. saniyelerdeki ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.024$ ).

### 3.1.4. Polivinil Siloksan (Variotime) Ölçü Maddesi için Depolama Modülü Bulguları

Çizelge 3.5'de polivinil siloksan için belirli zaman aralıklarında depolama modülü değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.5.** Polivinil siloksan Ölçü Maddesinin Zaman Göre Depolama Modülü Değeri Dağılımı

DEPOLAMA MODÜLÜ - VARIOTIME						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $\bar{x}\pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	$25^{\circ}\text{C}$	$33^{\circ}\text{C}$	$37^{\circ}\text{C}$	$25^{\circ}\text{C}$	$33^{\circ}\text{C}$	$37^{\circ}\text{C}$
0	55500 $\pm$ 28951,1	39366,6 $\pm$ 15954,4	52133,3 $\pm$ 9707,9	36300-88800	23200-55100	41700-60900
60	62666,6 $\pm$ 30636,6	78100 $\pm$ 41437,06	404666,6 $\pm$ 69615,6	42300-97900	38300-121000	362000-485000
120	68466,6 $\pm$ 31762,4	434333,3 $\pm$ 256231,01	1035333,3 $\pm$ 260446,4	47400-105000	197000-706000	809000-1320000
180	92700 $\pm$ 40165,7	894666,6 $\pm$ 490658,06	1040666,6 $\pm$ 257418,596	67200-139000	390000-1370000	813000-1320000
360	602666,6 $\pm$ 258504,02	914000 $\pm$ 497768,01	1047333,3 $\pm$ 259463,5	445000-901000	397000-1390000	820000-1330000
540	898333,3 $\pm$ 367413,02	918000 $\pm$ 502636,05	1051666,6 $\pm$ 264923,2	647000-1320000	397000-1400000	819000-1340000
720	909333,3 $\pm$ 367327,2	918666,6 $\pm$ 502714,9	1057000 $\pm$ 269066,9	652000-1330000	397000-1400000	821000-1350000

Polivinil siloksan ölçü maddesinin depolama modülü değerleri 0. saniyede, 25°C de  $55500 \pm 28951,1$  Pa, 33°C'de  $39366,6 \pm 15954,4$  Pa, 37°C'de  $52133,3 \pm 9707,9$  Pa değerinde olup en düşük seviyededir, 0. saniye ile 720. saniye arasında bütün sıcaklıklarda artış göstermektedir. 720. saniyede ulaşılan değer 25°C'de  $909333,3 \pm 367327,2$  Pa, 33°C'de  $918666,6 \pm 502714,9$  Pa, 37°C'de  $1057000 \pm 269066,9$  Pa olarak bulunmuştur.

6 zaman periyodunun her birinin kendi içinde depolama modülü değerleri açısından karşılaştırılması sonucunda, 0-60 saniyeler arası için her üç sıcaklıkta da 6 ve 60. saniyeler arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0.012$ ).

60-120 saniyeler arasındaki depolama modülü değerleri karşılaştırıldığında, her üç sıcaklıkta 66 ve 120. saniyelerde ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.012$ ).

120 -180. saniyeler arası periyoddaki değerler karşılaştırıldığında, 25°C ve 33°C'de 126 ve 180. saniyeler arasında ( $p=0,012$ ) anlamlı fark bulunmuştur. 37°C'de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

180-360. saniyeler arasında ise 25°C ve 33°C'de 186-354. saniyeler ( $p=0,043$ ) ve 186-360. saniyeler ( $p=0,024$ ) arasında anlamlı fark bulunmuştur. 37°C'de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

360-540. saniyeler için 25°C'de 366 ve 540. saniyeler ( $p=0.024$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. 33°C ve 37°C'de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

540-720. saniye zaman aralığında ise 25°C'de 546 ve 720. saniyeler arasında ( $p=0.035$ ) anlamlı fark bulunmuştur. 33°C ve 37°C'de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

### 3.2. Farklı Sıcaklıklarda Tan Delta Değeri Bulguları

#### 3.2.1. Vinil Polieter Silikon için Tan Delta Değeri Bulguları

Çizelge 3.6'da Vinil polieter silikon için belirli zaman aralıklarında tan delta değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3. 6.** Vinil polieter silikon Ölçü Maddesinin Zaman Göre Tan Delta Değeri Dağılımı

TAN DELTA - EXALENCE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma (x±SS)			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	0,835±0,06	0,7646±0,03	0,6956±0,08	0,781-0,9050	0,742-0,799	0,619-0,786
60	0,7343±0,04	0,44±0,02	0,2526±0,04	0,694-0,776	0,421-0,463	0,214-0,294
120	0,6413±0,03	0,1986±0,01	0,0861±0,01	0,617-0,68	0,187-0,212	0,074-0,102
180	0,4906±0,02	0,09636±0,005	0,03746±0,007	0,471-0,52	0,0912-0,102	0,0311-0,0456
360	0,186±0,11	0,02676±0,01	0,02416±0,01	0-0,1940	0-0,0277	0-0,0240
540	0,07756±0,003	0,02343±0,0006	0,0224±0,002	0,0736-0,0804	0,0229-0,0242	0,0203-0,0244
720	0,03816±0,001	0,02363±0,0004	0,02226±0,0008	0,0365-0,0392	0,0233-0,0242	0,0214-0,0231

Tan delta değerleri her üç sıcaklıkta da 0. saniyede en yüksek değerinde olup 25°C'de 0,835±0,06, 33°C'de 0,7646±0,03, 37°C'de ise 0,6956±0,08 olarak ölçülmüştür. Bu değerler her üç sıcaklıkta da 720. saniyeye kadar olan süreçte giderek azalmıştır. 25°C'de 0,03816±0,001, 33°C'de 0,02363±0,0004, 37°C'de 0,02226±0,0008 değerlerine ulaşmıştır.

Vinil polieter silikonun tan delta değerlerinin ayrı ayrı zaman gruplarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda 0-60 saniyeler arasında her üç sıcaklıkta da 6 ve 60. saniyelerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,012). 60-120 saniyeler arasındaki periyotta ise her üç sıcaklıkta da 66. ve 120. saniyelerde ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,012). 120-180 saniyeler için her üç sıcaklıkta 126. ve 180. saniyelerde (p=0,012), 180-360 saniyeler için 33°C'de 186. ve 354. saniyeler (p=0,043) ile 186. ve 360. saniyeler arasında (p=0,024) anlamlı fark mevcutken, 25°C ve 37°C 'de anlamlı fark bulunamamıştır. 360-540 saniyeler için 25°C ve 33°C'de 366. ve 540. saniyeler arasında anlamlı fark mevcutken (p=0,012), 37°C'de anlamlı fark bulunamamıştır, 540-720 saniyeler için 25°C'de 546. ve 720. saniyeler arasında

anlamı fark olmakla birlikte 33°C ve 37°C’de zamanlar arası anlamlı fark bulunmamıştır.

### 3.2.2. Polieter için Tan Delta Değeri Bulguları

Çizelge 3.7’de Polieter için belirli zaman aralıklarında tan delta değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.7.** Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Tan Delta Değeri Dağılımı

TAN DELTA - MONOPHASE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma (x±SS)			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	0,74±0,01	0,76±0,02	0,82±0,05	0,732-0,762	0,735-0,791	0,775-0,875
60	0,75±0,02	0,58±0,05	0,37±0,08	0,733-0,788	0,534-0,649	0,29-0,457
120	0,78±0,07	0,21±0,01	0,17±0,02	0,706-0,851	0,201-0,229	0,155-0,209
180	0,41±0,08	0,15±0,005	0,13±0,02	0,325-0,498	0,148-0,158	0,12-0,165
360	0,16±0,01	0,1±0,002	0,1±0,06	0,154-0,183	0,106-0,11	0-0,127
540	0,12±0,009	0,09±0,002	0,09±0,012	0,123-0,14	0,0955-0,1	0,0912-0,114
720	0,11±0,008	0,09±0,001	0,09±0,01	0,107-0,123	0,0923-0,0948	0,0899-0,108

Tan delta değerleri her üç sıcaklıkta da 0. saniyede en yüksek değerinde olup 25°C’de 0,74±0,01, 33°C’de 0,76±0,02, 37°C’de ise 0,82±0,05 olarak ölçülmüştür. Bu değerler her üç sıcaklıkta da 720. saniyeye kadar olan süreçte giderek azalmıştır. 25°C’de 0,11±0,008, 33°C’de 0,09±0,001, 37°C’de 0,09±0,01 değerlerine ulaşmıştır.

Polieter için 25°C ve 33°C’de 6 ve 60. saniyelerde ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,012). 37°C’de ise 24. ve 60.saniyeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,087). 60-120 saniyeler arasındaki periyotta ise 25°C’de zamanlar arası anlamlı fark bulunamazken, 33°C ve 37°C’de 66. ve 120. saniyelerde ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,012). 120-180.saniyeler için her üç sıcaklıkta da 126. ve 180.saniyelerde (p=0,012) anlamlı fark vardır. 180-360 saniyeler için her üç sıcaklıkta da 186. ve 354.saniyeler (p=0,043) ile 186. ve 360.saniyeler arasında (p=0,024) anlamlı fark mevcuttur. 360-540 saniyeler için bütün sıcaklıklarda 366 ve 540.saniyeler arasında (p=0,043) anlamlı fark vardır. 540-720 saniyeler için bütün sıcaklıklarda 546. ve 720. saniyeler arasında anlamlı fark bulunmuştur (p=0,043).

### 3.2.3. Düşük Viskoziteli Polieter için Tan Delta Değeri Bulguları

Çizelge 3.8'de düşük viskoziteli polieter için belirli zaman aralıklarında tan delta değerleri verilmiştir

**Çizelge 3.8.** Düşük Viskoziteli Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Tan Delta Değeri Dağılımı

TAN DELTA - SOFT MONOPHASE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $\bar{x} \pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	0,779±0,11	0,747±0,05	0,791±0,05	0,658-0,897	0,689-0,806	0,748-0,849
60	0,738±0,06	0,349±0,02	0,271±0,08	0,662-0,784	0,334-0,377	0,211-0,368
120	0,473±0,14	0,17±0,01	0,144±0,01	0,303-0,582	0,163-0,182	0,13-0,164
180	0,246±0,05	0,131±0,006	0,115±0,009	0,183-0,281	0,125-0,138	0,105-0,123
360	0,135±0,014	0,097±0,003	0,092±0,002	0,118-0,145	0,0928-0,1	0,0904-0,0952
540	0,107±0,009	0,088±0,002	0,085±0,001	0,0966-0,114	0,0851-0,0902	0,0842-0,0872
720	0,095±0,006	0,083±0,0007	0,082±0,001	0,0878-0,1	0,0831-0,0845	0,0817-0,0844

Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin tan delta değerleri 0. saniyede, 25°C de 0,779±0,11, 33°C'de 0,747±0,05, 37°C'de 0,791±0,05 değerinde olup en yüksek seviyededir, 0. saniye ile 720. saniye arasında bütün sıcaklıklarda düşüş göstermektedir. 720. saniyede ulaşılan değer 25°C'de 0,095±0,006, 33°C'de 0,083±0,0007 ve 0,082±0,001 olarak bulunmuştur.

Düşük viskoziteli polieterin tan delta değerlerinin ayrı ayrı zaman gruplarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda 0-60. saniye aralığında, 33°C ve 37°C'de düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin 6 ve 60. saniyelerde tan delta ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,034$ ). 25°C'de ise zamanlar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

60-120. saniyeler arasındaki tan delta değerleri karşılaştırıldığında 25°C'de 72 ve 120, saniyeler arasında ( $p=0,043$ ), 33°C ve 37°C'de 66 ve 120. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,012$ ).

126-180. saniyeler arasındaki tan delta değerleri açısından 25°C ve 37°C'de 126. ve 180. saniyelerde ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,012$ ). 33°C'de ise zamanlar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır.

180-360. saniyeler arasındaki tan delta değerleri karşılaştırıldığında 25°C ve 33°C'de 186. ve 354. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 186. ve 360. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,024$ ). 37°C'de ise 186 ve 354. saniyeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur ( $p=0,032$ ).

366-540. saniyeler arasındaki tan delta değerleri karşılaştırıldığında her üç sıcaklıkta da 366. ve 540. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,049$ ).

Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin 546-720. saniyeler arasındaki tan delta değerleri karşılaştırıldığında üç sıcaklık için de 546. ve 720. saniyelerdeki ortalamalar arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,043$ ).

### 3.2.4. Polivinil siloksan için Tan Delta Değeri Bulguları

Çizelge 3.9'da Polivinil siloksan için belirli zaman aralıklarında tan delta değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.9.** Polivinil siloksan Ölçü Maddesinin Zamana Göre Tan Delta Değeri Dağılımı

TAN DELTA - VARIOTIME						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $\bar{x} \pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	0,276±0,02	0,356±0,06	0,334±0,023	0,259-0,301	0,285-0,424	0,31-0,357
60	0,272±0,01	0,272±0,02	0,134±0,008	0,253-0,289	0,252-0,297	0,124-0,14
120	0,273±0,01	0,119±0,007	0,061±0,001	0,261-0,281	0,113-0,128	0,0596-0,062
180	0,253±0,001	0,063±0,0009	0,059±0,0006	0,251-0,254	0,0619-0,0636	0,0592-0,0604
360	0,099±0,003	0,062±0,001	0,06±0,0007	0,0955-0,103	0,0608-0,0633	0,0591-0,0605
540	0,0658±0,001	0,061±0,0009	0,059±0,0006	0,0643-0,0669	0,0608-0,0626	0,0588-0,06
720	0,0655±0,001	0,061±0,001	0,059±0,0001	0,0647-0,0671	0,06-0,0623	0,0592-0,0594

Tan delta değerleri her üç sıcaklıkta da 0. saniyede en yüksek değerinde olup 25°C'de 0,276±0,02, 33°C'de 0,356±0,06, 37°C'de ise 0,334±0,023 olarak ölçülmüştür. Bu değerler her üç sıcaklıkta da 720. saniyeye kadar olan süreçte giderek azalmıştır. 25°C'de 0,0655±0,001, 33°C'de 0,061±0,001, 37°C'de 0,059±0,0001 değerlerine ulaşmıştır.

Polivinil siloksanın tan delta değerlerinin ayrı ayrı zaman gruplarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda 0-60 saniyeler arasında, 25°C ve 33°C'de zamanlar

arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamazken ( $p>0.05$ ),  $37^{\circ}\text{C}$ 'de 6 ve 60. saniyeler ( $p=0,020$ ) ve 12 ve 60. saniyeler ( $p=0,034$ ) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

60-120 saniyeler arasındaki periyotta ise  $25^{\circ}\text{C}$ 'de zamanlar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamazken ( $p>0.05$ ),  $33^{\circ}\text{C}$  ve  $37^{\circ}\text{C}$ 'de 66. ve 120. saniyelerde ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.012$ ).

120-180 saniyeler için  $25^{\circ}\text{C}$  ve  $37^{\circ}\text{C}$ 'de zamanlar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamazken ( $p>0.05$ ),  $33^{\circ}\text{C}$ 'de 126. ve 180. saniyeler ( $p=0,012$ ) arasında anlamlı fark mevcuttur.

180-360 saniyeler için  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 186. ve 354. saniyeler ( $p=0,043$ ) ile 186. ve 360. saniyeler arasında ( $p=0,024$ ) anlamlı fark mevcutken,  $33^{\circ}\text{C}$  ve  $37^{\circ}\text{C}$  'de anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

360-540 saniyeler için  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 366 ve 540. saniyeler arasında anlamlı fark mevcutken ( $p=0.012$ ),  $33^{\circ}\text{C}$  ve  $37^{\circ}\text{C}$ 'de istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

540-720 saniyeler için her üç sıcaklıkta da zamanlar arası istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

### **3.3. Farklı Sıcaklıklarda Kompleks Viskozite Bulguları**

#### **3.3.1. Vinil Polieter Silikon için Kompleks Viskozite Bulguları**

Çizelge 3.10'da Vinil polieter silikon için belirli zaman aralıklarında kompleks viskozite değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.10.** Vinil Polieter Silikon Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Vizkozite Değeri Dağılımı

KOMPLEKS VİSKOZİTE - EXALENCE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma (x±SS)			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	860±92,2	1276,6±256,5	1676,6±453,9	754-922	1060-1560	1390-2200
60	1300±108,1	4136,6±822,8	10850±3248,9	1180-1390	2590-5040	8880-14600
120	2033,3±170,3	15466,6±3092,4	46233,3±9545,8	1870-2210	12900-18900	39200-57100
180	3463,3±315,6	40066,6±7642,8	85500±11980,4	3220-3820	34600-48800	72800-96600
360	16733,3±1457,1	101900±18356,7	120300±18959,6	15700-18400	89600-123000	98900-135000
540	46666,6±3450,1	116666,6±22143,4	126000±19467,9	43200-50100	101000-142000	104000-141000
720	75566,6±5008,3	121333,3±23288,05	129333,3±19502,1	69900-79400	105000-148000	107000-143000

Kompleks viskozite değerleri ölçümün başlangıcında 25°C’de 860 ±92,2, 33°C’de 1276,6 ±256,5, 37°C’de ise 1676,6 ±453,9 değerlerinde olup, 720. saniyeye kadar giderek artmış ve 720. saniyede bu değerler 25°C’de 75566,6±5008,3, 33°C’de 121333,3 ±23288,05, 37°C’de 129333,3 ±19502,1 olarak maksimum değerlerine ulaşmıştır.

Vinil polieter silikonun kompleks viskozite değerlerinin ayrı ayrı zaman gruplarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda 0-60 saniyeler arasında her üç sıcaklıkta da 6 ve 60. saniyelerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,012). 60-120 saniyeler arasındaki periyotta ise her üç sıcaklıkta da 66. ve 120. saniyelerde ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0.012).

120-180 saniyeler için her üç sıcaklıkta 126. ve 180. saniyelerde (p=0,012), 180-360 saniyeler için 25°C’de 186. ve 354. saniyeler (p=0.043) ile 186. ve 360. saniyeler arasında (p=0,024), 33°C’de 186. ve 354. saniyeler (p=0,043), 186. ve 360. saniyeler arasında (p=0,024) ve 192. ve 360. saniyeler arasında (p=0.029) ve 37°C ‘de 186. ve 354. saniyeler (p=0.039) ile 186. ve 360. saniyeler arasında (p=0,035) anlamlı fark bulunmuştur.

360-540 saniyeler için 25°C’de 366. ve 534. saniyeler (p=0.043) ile 366. ve 540. saniyeler (p=0,024) arasında, 33°C ve 37°C’de 366. ve 540. saniyeler arasında (p=0.024) anlamlı fark mevcuttur.

540-720 saniyeler için 25°C’de 546. ve 714. saniyeler arasında ( $p=0.043$ ) ve 546. ve 720. Saniyeler arasında ( $p=0.024$ ), 33°C ve 37°C’de 546. ve 720. saniyeler arasında ( $p=0,024$ ) anlamlı fark bulunmuştur.

### 3.3.2. Polieter için Kompleks Viskozite Değeri Bulguları

Çizelge 3.11’de Polieter için belirli zaman aralıklarında kompleks viskozite değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.11.** Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Vizkozite Değeri Dağılımı

KOMPLEKS VİSKOZİTE -MONOPHASE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $\bar{x}\pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	365,6±38,08	366,3±56,3	615±38,5	322-392	320-429	587-659
60	468,3±25,71	1810±410,7	8500±1991,8	439-487	1350-2140	7350-10800
120	1024,6±144,22	15333,3±2867,6	39400±9059,8	895-1180	12300-18000	29800-47800
180	3846,6±548,57	37933,3±6573,6	66366,6±15140,1	3520-4480	32000-45000	49400-78500
360	27933,3±5132,57	79733,3±13496,7	105800±19424,7	22200-32100	69800-95100	83400-118000
540	5030±10243,04	93633,3±15940,6	122333,3±18583,1	38700-58100	83400-112000	101000-135000
720	64166,6±12564,3	99633,3±16788,7	130000±15874,5	49800-73100	89200-119000	112000-142000

Kompleks viskozite değerleri ölçümün başlangıcında 25°C’de 365,6±38,08 33°C’de 366,3±56,3, 37°C’de ise 615±38,5 değerlerinde olup, 720. saniyeye kadar giderek artmış ve 720. saniyede bu değerler 25°C’de 64166,6±12564,3, 33°C’de 99633,3±16788,7, 37°C’de 130000±15874,5 olarak maksimum değerlerine ulaşmıştır.

Polieterin kompleks viskozite değerlerinin ayrı ayrı zaman gruplarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda 0-60 saniyeler arasında her üç sıcaklıkta da 6 ve 60. saniyelerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,012$ ).

60-120 saniyeler arasındaki periyotta ise her üç sıcaklıkta da 66. ve 120. saniyelerde ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.012$ ).

120-180 saniyeler için her üç sıcaklıkta 126. ve 180. saniyelerde ( $p=0,012$ ), 180-360 saniyeler için bütün sıcaklıklarda 186. ve 354. saniyeler ( $p=0.043$ ) ile 186. ve 360. saniyeler arasında ( $p=0,024$ ) anlamlı fark bulunmuştur.

360-540 saniyeler için 25°C ve 37°C'de 366. ve 534. saniyeler ( $p=0.043$ ) ile 366. ve 540. saniyeler ( $p=0,024$ ) arasında, 33°C'de 366. ve 540. saniyeler arasında ( $p=0.035$ ) anlamlı fark mevcuttur.

540-720 saniyeler için 25°C'de 546. ve 714. saniyeler arasında ( $p=0.043$ ) ve 546. ve 720. Saniyeler arasında ( $p=0.024$ ), 33°C ve 37°C'de 546. ve 720. saniyeler arasında ( $p=0,043$ ) anlamlı fark bulunmuştur.

### 3.3.3. Düşük Viskoziteli Polieter için Kompleks Viskozite Değeri Bulguları

Çizelge 3.12'de düşük viskoziteli polieter için belirli zaman aralıklarında kompleks viskozite değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.12.** Düşük Viskoziteli Polieter Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Viskozite Değeri Dağılımı

KOMPLEKS VİSKOZİTE - SOFT MONOPHASE						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $\bar{x} \pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	362,3±34,8	394,3±156,9	446±33,04	325-394	265-569	412-478
60	585±81,8	2013,3±421,4	4806,6±1682,4	513-674	1690-2490	2930-6180
120	1616,6±710,6	8946,6±1540,5	20800±4596,7	1070-2420	7810-10700	15500-23700
180	4160±1771,1	18400±2570,9	37733,3±7116,4	2590-6080	16400-21300	29900-43800
360	18633,3±4821,1	39833,3±5081,6	63466,6±11184,9	13200-22400	36800-45700	54500-76000
540	33233,3±7507,5	49000±7308,2	71766,6±11484,9	25000-39700	44100-57400	64400-85000
720	43066,6±9985,1	53366,6±8857,3	75900±12233,9	33600-53500	47100-63500	68100-90000

Kompleks viskozite değerleri ölçümün başlangıcında 25°C'de 362,3±34,8 33°C'de 394,3±156,9, 37°C'de ise 446±33,04 değerlerinde olup, 720. saniyeye kadar giderek artmış ve 720.saniyede bu değerler 25°C'de 43066,6±9985,1, 33°C'de 53366,6±8857,3, 37°C'de 75900±12233,9 olarak maksimum değerlerine ulaşmıştır.

Düşük viskoziteli polieterin kompleks viskozite değerlerinin ayrı ayrı zaman gruplarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda 0-60 saniyeler arasında 25°C ve 37°C'de 6 ve 60. saniyelerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,012$ ). 33°C'de ise zamanlar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır.

60-120 saniyeler arasındaki periyotta ise 25°C ve 37°C’de 66. ve 120. saniyelerde ortalama değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0.012). 33°C’de zamanlar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır.

120-180 saniyeler için her üç sıcaklıkta 126. ve 180. saniyelerde (p=0,012), 180-360 saniyeler için bütün sıcaklıklarda 186. ve 354. saniyeler (p=0.043) ile 186. ve 360. saniyeler arasında (p=0,024) anlamlı fark bulunmuştur.

360-540 saniyeler için 25°C ve 33°C’de 366. ve 534. saniyeler (p=0.043) ile 366. ve 540. saniyeler (p=0,024) arasında, 37°’de 366. ve 540. saniyeler arasında (p=0.035) anlamlı fark mevcuttur.

540-720 saniyeler için 25°C’de 546. ve 714. saniyeler arasında (p=0.043) ve 546. ve 720.saniyeler arasında (p=0.024), 33°C’de 546 ve 708. saniyeler (p= 0,047), 546. ve 714. saniyeler arasında (p=0.047) ve 546. ve 720. saniyeler arasında (p=0.035), 37°C’de 546. ve 720. saniyeler arasında (p=0,043) anlamlı fark bulunmuştur.

### 3.3.4. Polivinil siloksan için Kompleks Viskozite Bulguları

Çizelge 3.13’de Polivinil siloksan için belirli zaman aralıklarında kompleks viskozite değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.13.** Polivinil siloksan Ölçü Maddesinin Zaman Göre Kompleks Viskozite Değeri Dağılımı

KOMPLEKS VİSKOZİTE - VARIOTIME						
Zaman (sn)	Ortalama-Standart Sapma ( $\bar{x} \pm SS$ )			Minimum-Maksimum		
	25°C	33°C	37°C	25°C	33°C	37°C
0	5756,6±2992,06	4193,3±1723,4	5500±1007,3	3790-9200	2410-5850	4430-6430
60	6510±3206,6	8066,6±4219,9	40833,3±6988,8	4400-10200	3970-12400	36600-48900
120	7100±3302,7	43733,3±25821,7	104000±26482,2	4920-10900	19800-71100	81100-133000
180	9583,3±4178,5	89566,6±49020,4	104500±26220,4	6930-14400	39100-137000	81400-133000
360	60566,6±25938,6	91466,6±49785,1	105166,6±26426,1	44700-90500	39700-139000	82100-134000
540	89933,3±36649,7	91900±50219,6	105233,3±26437,9	64900-132000	39800-140000	82000-134000
720	91000±36675,4	91966,6±50227,7	105733,3±26862,8	65300-133000	39800-140000	82200-135000

Kompleks viskozite değerleri ölçümün başlangıcında 25°C’de 5756,6 ±2992,06, 33°C’de 4193,3 ±1723,4, 37°C’de ise 5500 ±1007,3 değerlerinde olup, 720. saniyeye kadar giderek artmış ve 720. saniyede bu değerler 25°C’de 91000±36675,4, 33°C’de

91966,6±50227,7, 37°C’de 105733,3±26862,8 olarak maksimum değerlerine ulaşmıştır.

Polivinil siloksanın kompleks viskozite değerlerinin ayrı ayrı zaman gruplarında karşılaştırıldığı Friedman testi sonucunda 0-60 saniyeler arasında her üç sıcaklıkta da 6 ve 60. saniyelerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,012).

60-120 saniyeler arasındaki periyotta 25°C’de 66 ve 120. saniyeler (p=0,016) ve 72 ve 120. saniyeler (p=0,043) arasında, 33°C ve 37°C’de 66. ve 120. saniyeler arasında anlamlı fark bulunmaktadır(p=0.012).

120-180 saniyeler için 25°C’de 126 ve 180. saniyeler arasında (p=0,012), 33°C’de 126 ve 180. saniyeler (p=0,16) ve 126 ve 174. saniyeler arasında (p=0,043) anlamlı fark bulunmuştur. 37°C’de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p>0,05).

180-360 saniyeler için 25°C’de 186-354. saniyeler (p=0,043) ve 186-360. saniyeler (p=0,024) arasında, 33°C’de 186-360. saniyeler (p=0,024) arasında anlamlı fark bulunmuştur. 37°C’de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (p>0,05).

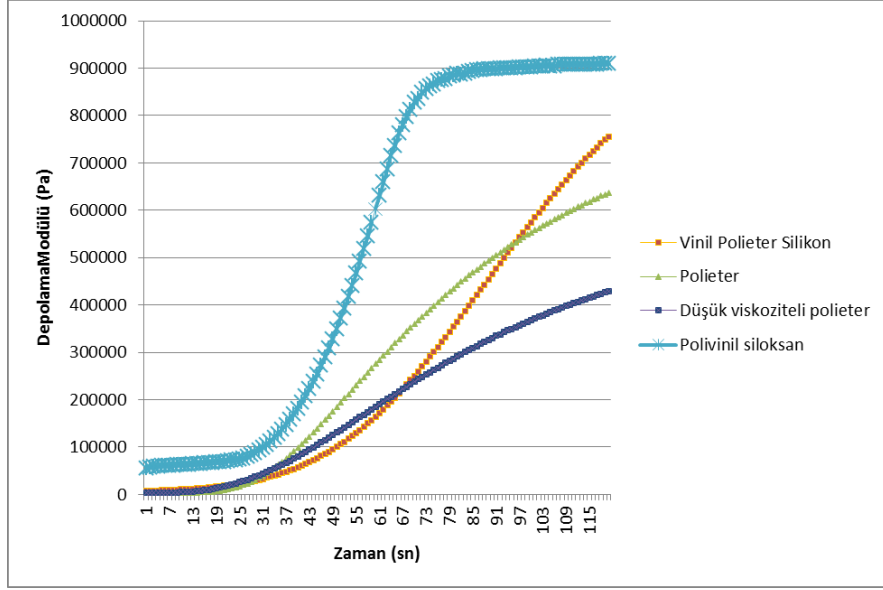
360-540 saniyeler için 25°C ve 33°C’de 366 ve 540. saniyeler (p=0.035) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. 37°C’de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p>0,05).

540-720. saniye zaman aralığında ise 25°C ve 37°C’de 546 ve 720. saniyeler arasında (p=0.043) anlamlı fark bulunmuştur. 33°C’de zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p>0,05).

### **3.4. Sabit Sıcaklıkta Ölçü Malzemelerinin Karşılaştırılması**

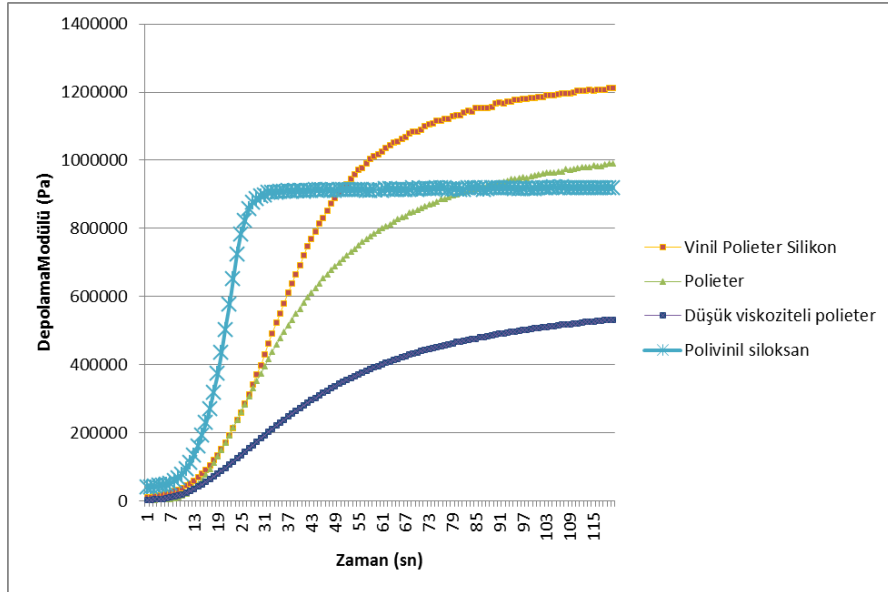
Sıcaklık ve zaman sabitken ölçü malzemelerinin depolama modülü, kayıp modülü, tan delta ve kompleks viskozite değerleri aralarında karşılaştırılmıştır.

### 3.4.1. Depolama Modülünün Karşılaştırılması

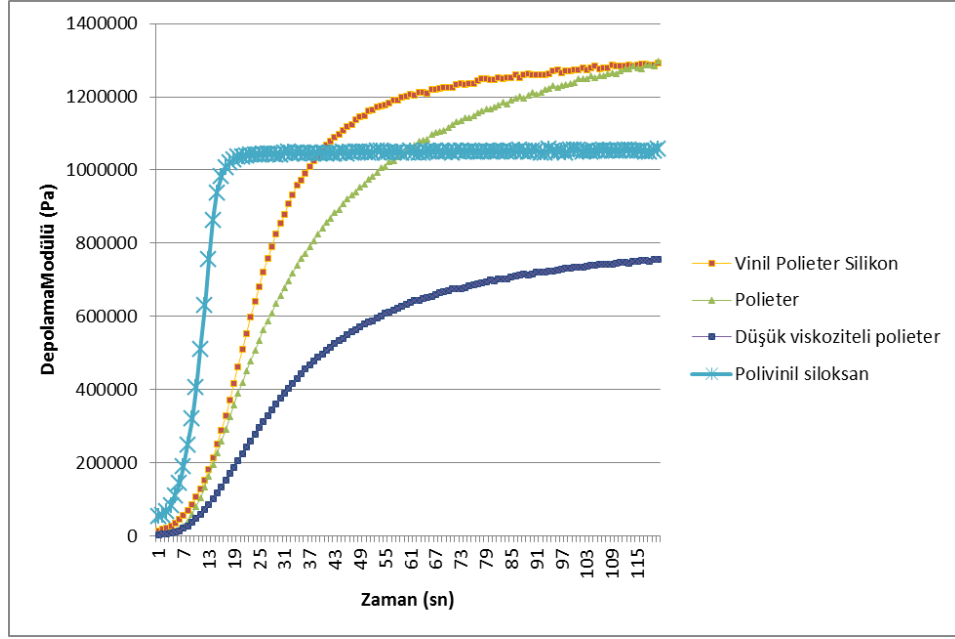


Şekil 3.1. 25°C'de dört farklı ölçü maddesinin depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.

25°C'de polivinil siloksanın depolama modülü polieterinkinden, 37°C'de polivinil siloksanın depolama modülü düşük viskoziteli polieterinkinden anlamlı olarak daha yüksektir ( $p=0.013 < 0.017$ ). 33°C'de ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0.05$ ).

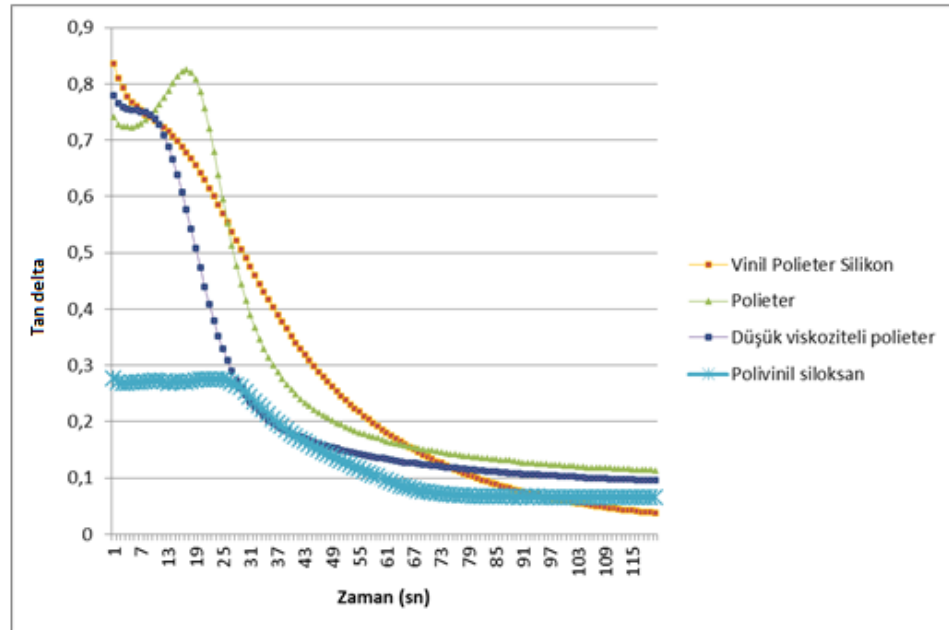


Şekil 3.2. 33°C'de dört farklı ölçü maddesinin depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 3.3. 37°C'de dört farklı ölçü maddesinin depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.

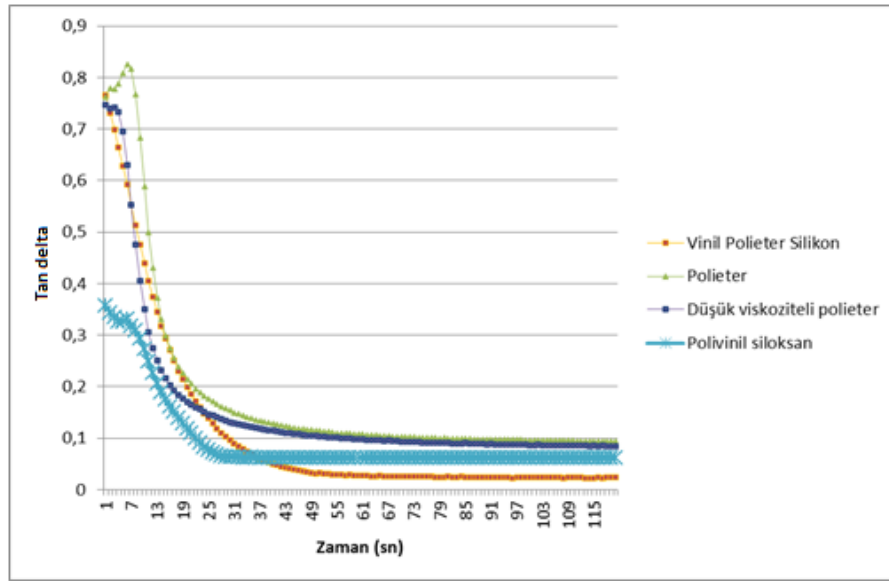
### 3.4.2. Tan Delta Değerlerinin Karşılaştırılması



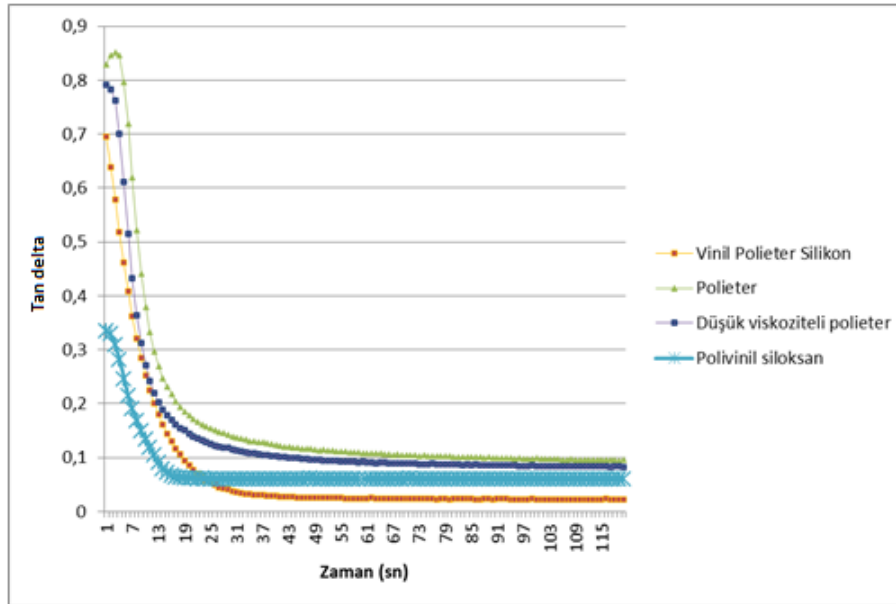
Şekil 3.4. 25°C'de dört farklı ölçü maddesinin tan delta değerlerinin karşılaştırılması.

25°C’de polieterin tan delta değeri polivinil siloksanınkine göre ve polieterin tan delta değeri de vinil polieter silikonunkine göre istatistiksel açıdan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ( $p=0.013<0.017$ ).

33°C’de polieterin tan delta değerleri polivinil siloksanınkilere göre ve polieterin tan delta değerleri vinil polieter silikonunkilere göre anlamlı olarak daha yüksektir ( $p=0.013$ ).



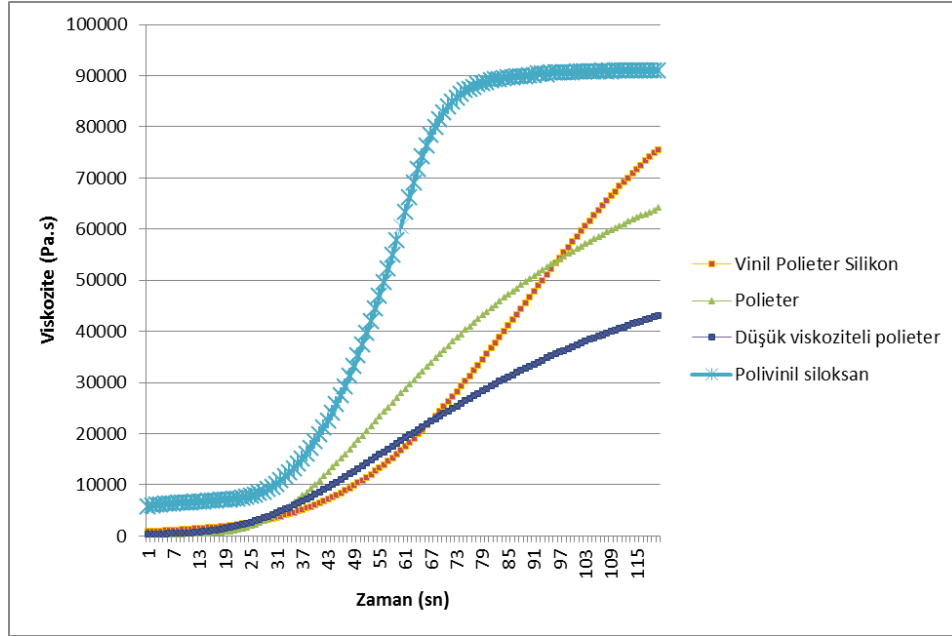
Şekil 3.5. 33°C’de dört farklı ölçü maddesinin tan delta değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 3.6. 37°C’de dört farklı ölçü maddesinin tan delta değerlerinin karşılaştırılması.

37°C’de polieterin tan delta değerleri vinil polieter silikona göre istatistiksel açıdan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ( $p=0.013$ ).

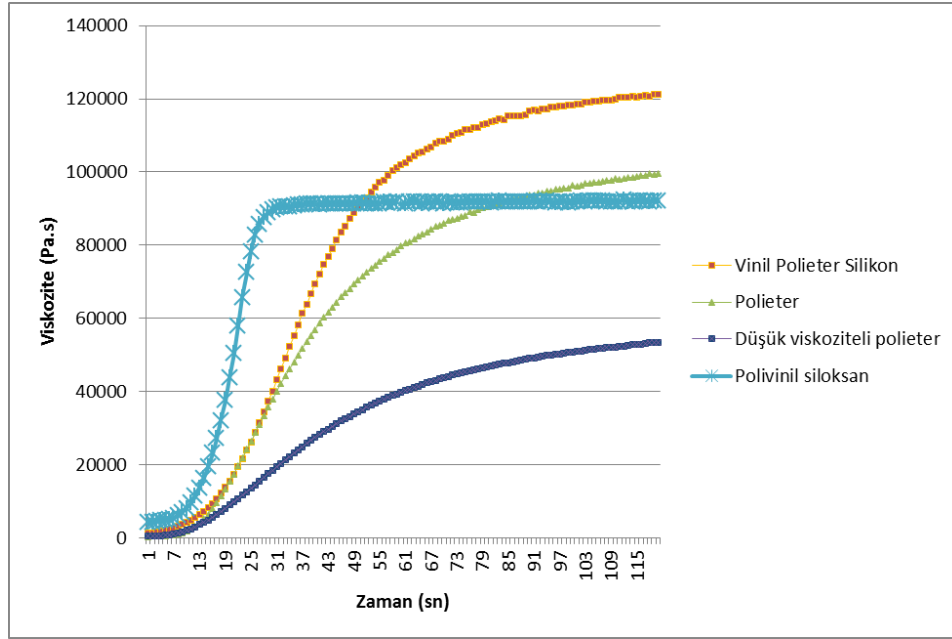
### 3.4.3. Kompleks Viskozite Değerlerin Karşılaştırılması



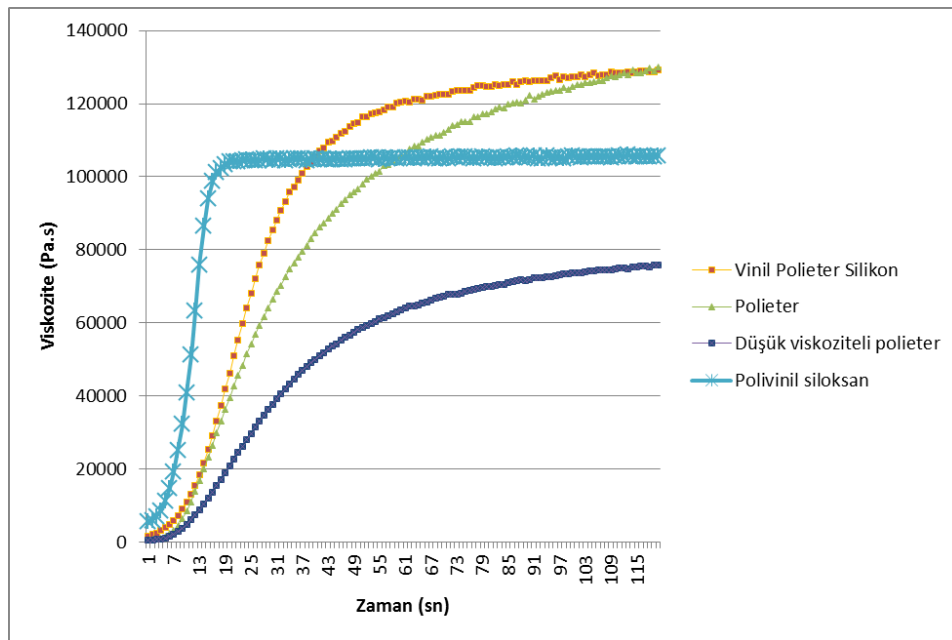
Şekil 3.7. 25°C’de dört farklı ölçü maddesinin viskozite değerlerinin karşılaştırılması.

25°C’de polivinil siloksanın viskozite değerleri polietere göre anlamlı olarak daha yüksektir ( $p=0.013$ ). 33°C’de gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

37°C’de polivinil siloksanın viskozite değerleri düşük viskoziteli polietere göre istatistiksel açıdan anlamlı olarak daha yüksektir ( $p=0.013$ ).



Şekil 3.8. 33°C’de dört farklı ölçü maddesinin viskozite değerlerinin karşılaştırılması.

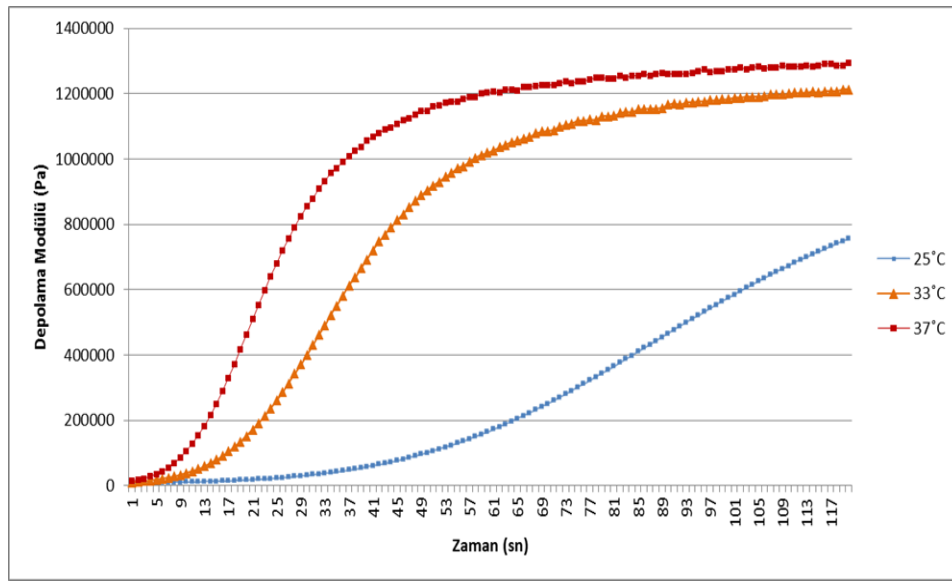


Şekil 3.9. 37°C’de dört farklı ölçü maddesinin viskozite değerlerinin karşılaştırılması.

### 3.5 Farklı Sıcaklıklarda Reolojik Parametrelerin İncelenmesi

Ölçü malzemelerinin 25°C’de, 33°C’de ve 37°C’deki depolama modülü, tan delta ve kompleks viskozite değerleri her bir grup için karşılaştırılmıştır. Böyle bir karşılaştırmanın yapılabilmesi için örnek sayısı yeterli olmadığından (n=3), elde edilen bulgulara BonFerroni düzeltmesi uygulanmıştır. Bu düzeltme sonucunda, klinik olarak sıcaklığa bağlı değişim anlamlı olmasına rağmen, istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç çıkmamıştır. BonFerroni düzeltmesi ile,  $p < 0.0125$ ’in altındaki değerler anlamlı kabul edilmiş olup, sonuçlar  $p < 0.05$ ’in altında olsa da, 0.0125’in altında olmadığı için istatistiksel olarak anlam ifade etmemiştir.

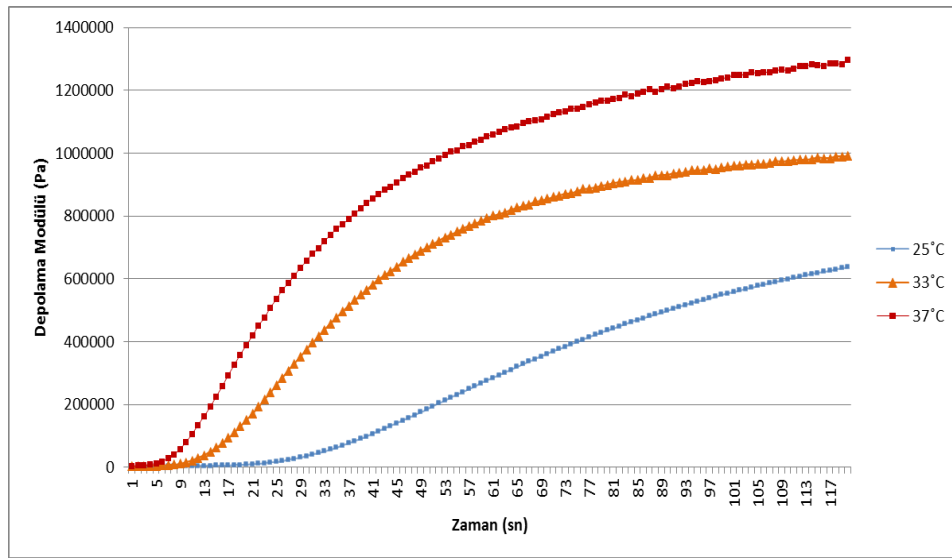
#### 3.5.1 Farklı sıcaklıklarda Depolama Modülünün Karşılaştırılması



**Şekil 3.10.** Vinil Polieter Silikon ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.

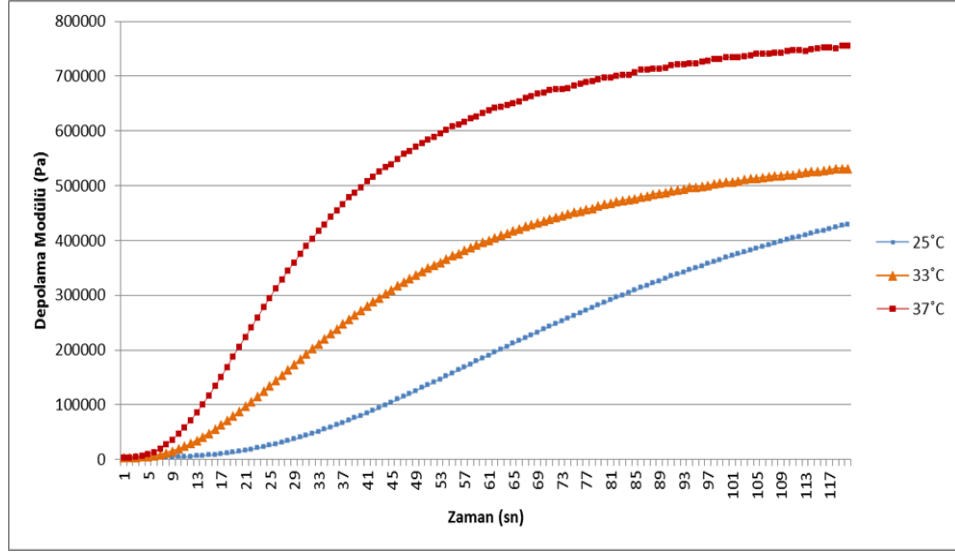
Vinil polieter silikonun depolama modülü değerleri ölçümün başlangıcında her üç sıcaklıkta da en düşük değerinde olup, 33°C ve 37°C’deki ölçümlerde 100. saniyeden itibaren hızla artış gösterirken, 25°C’de 300. saniyeden itibaren artmaya başlamıştır. Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanı olan 120. saniyeye gelindiğinde en yüksek depolama modülü 37°C’de (0.461 MPa), daha sonra 33°C’de (0.151 MPa) ve en düşük 25°C’de (0.017 MPa) görülmüş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak

anlamli değildir ( $p > 0.0125$ ). Üretici firma tarafından belirtilen sertleşme zamanının sonunda, yani 180. saniyede ise  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 0.031 MPa,  $33^{\circ}\text{C}$ 'de 0.398 MPa,  $37^{\circ}\text{C}$ 'de ise 0.854 MPa değerlerine ulaşmıştır. En yüksek depolama modülü değerine,  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 720. saniyede ulaşmış olup 0.755 MPa,  $33^{\circ}\text{C}$ 'de 546. saniyede ulaşmış olup 1.213 MPa,  $37^{\circ}\text{C}$ 'de ise 360. saniyede ulaşmıştır ve 1.293 MPa olarak bulunmuştur.



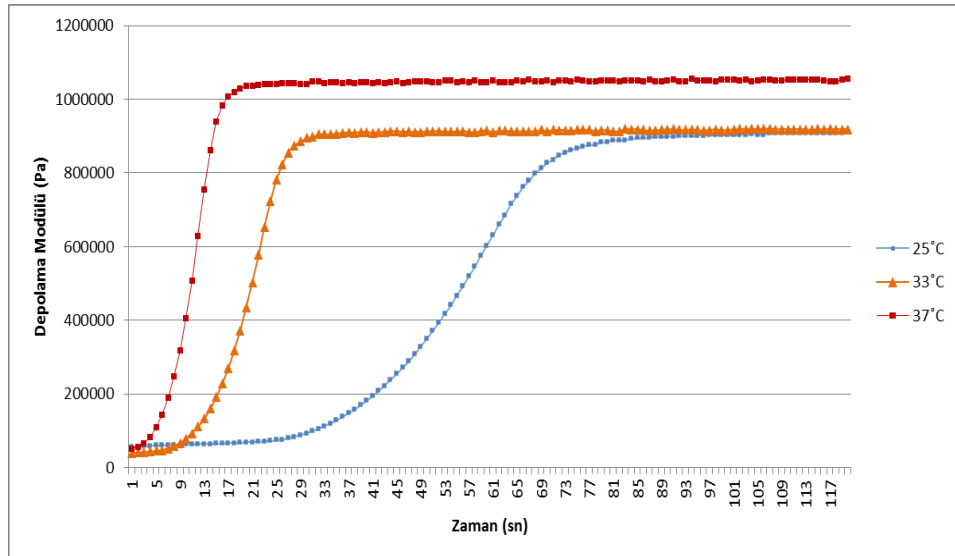
**Şekil 3.11.** Polieter ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.

Polieterin depolama modülü değerleri  $33^{\circ}\text{C}$  ve  $37^{\circ}\text{C}$  de  $25^{\circ}\text{C}$ 'ye göre daha hızlı artmış olmakla birlikte her üç sıcaklıkta da artış eğrisi paralel seyretmiştir. Polieter için belirtilen çalışma zamanının sonunda (165. saniyede) en yüksek depolama modülü değeri  $37^{\circ}\text{C}$ 'de (0.609 MPa), sonra  $33^{\circ}\text{C}$ 'de (0.329 MPa), ve en düşük  $25^{\circ}\text{C}$ 'de (0.027 MPa) görülmüş olup aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0.0125$ ). Sertleşme zamanının sonuna gelindiğinde ise (360. sn)  $25^{\circ}\text{C}$ 'de 0.275 MPa,  $33^{\circ}\text{C}$ 'de 0.793 MPa, ve  $37^{\circ}\text{C}$ 'de ise 1.052 MPa değerlerine ulaşmıştır.



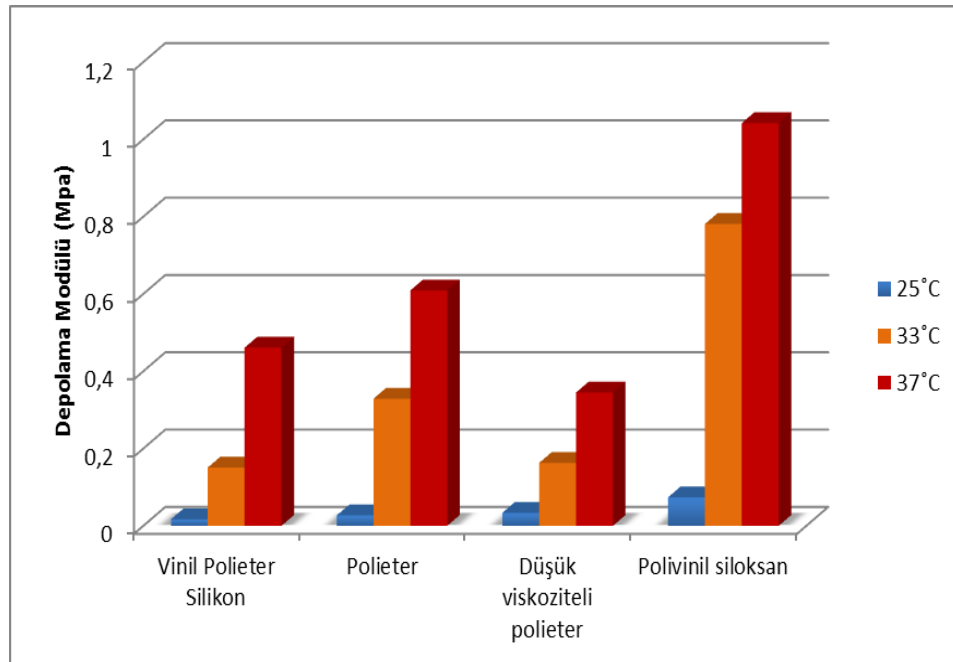
**Şekil 3.12.** Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.

Düşük viskoziteli polieterin depolama modülü değerleri 165. saniyede 25°C'de 0.034 MPa, 33°C'de 0.163 ve 37°C'de 0.345 MPa olarak ölçülmüştür. 360. saniyeye gelindiğinde 25°C'de 0.185 MPa, 33°C'de 0.396 MPa, 37°C'de 0.632 MPa değerlerine ulaşmıştır. Deney süresi boyunca depolama modülü değerleri sıcaklıkla birlikte artma eğilimi göstermiştir, ancak aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0.0125$ ).

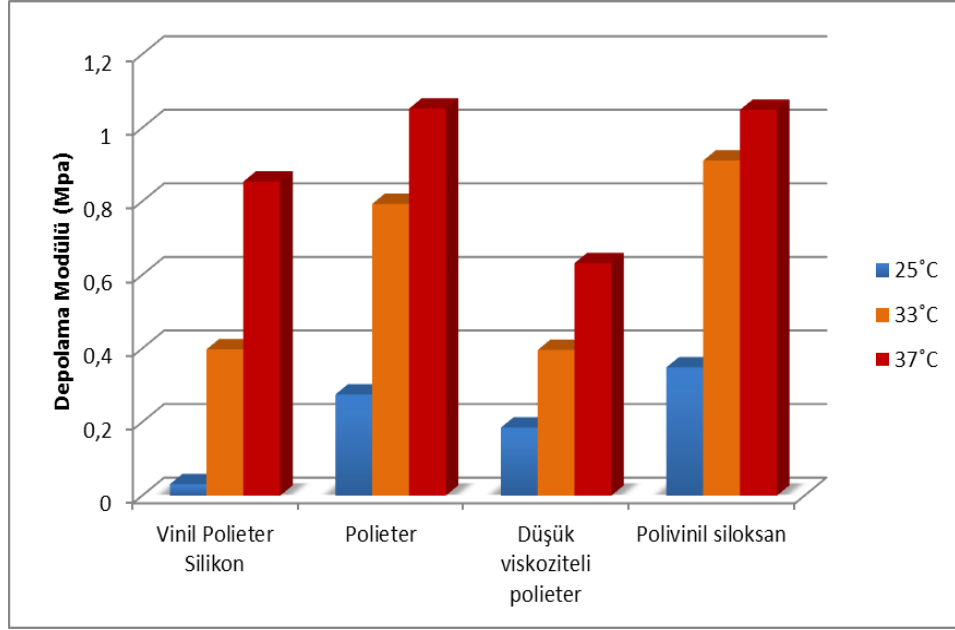


**Şekil 3.13.** Polivinil siloksan ölçü maddesinin depolama modülünün üç farklı sıcaklıkta zamanla ilişkisi.

Polivinil siloksanın depolama modülü değerleri deney başlangıcından itibaren zaman içinde hızla artış göstermiştir. Bu artış hızı 33°C ve 37°C’lerde daha belirgin izlenmektedir. Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanı olan 120. saniyede 25°C’de 0.017 MPa, 33°C’de 0.151 MPa, 37°C’de ise 0.461 MPa olarak ölçülmüştür. Sertleşme zamanının sonunda yani 180. saniyeye gelindiğinde ise 25°C’de 0.031 MPa, 33°C’de 0.398 MPa, 37°C’de ise 0.854 MPa olarak bulunmuştur. Sıcaklık artışıyla birlikte depolama modülünü daha yüksek değerlerde seyrettiği gözlenmekte olup, sıcaklıklar arası fark istatistiksel açıdan anlamlı değildir ( $p > 0.0125$ ).

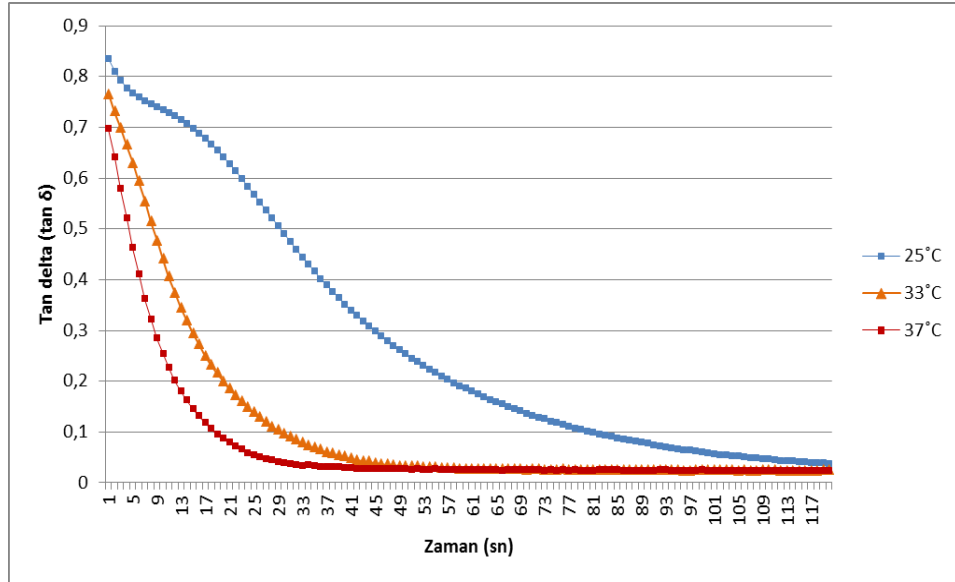


**Şekil 3.14.** Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.



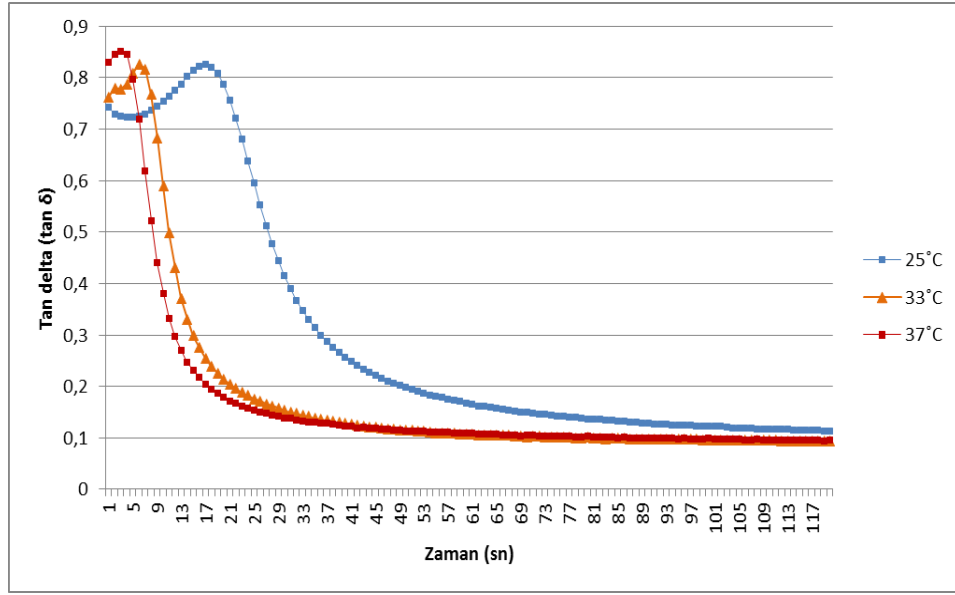
Şekil 3.15. Üretici firma tarafından belirtilen sertleşme zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta depolama modülü değerlerinin karşılaştırılması.

### 3.5.2 Farklı Sıcaklıklarda Tan Deltanın Karşılaştırılması



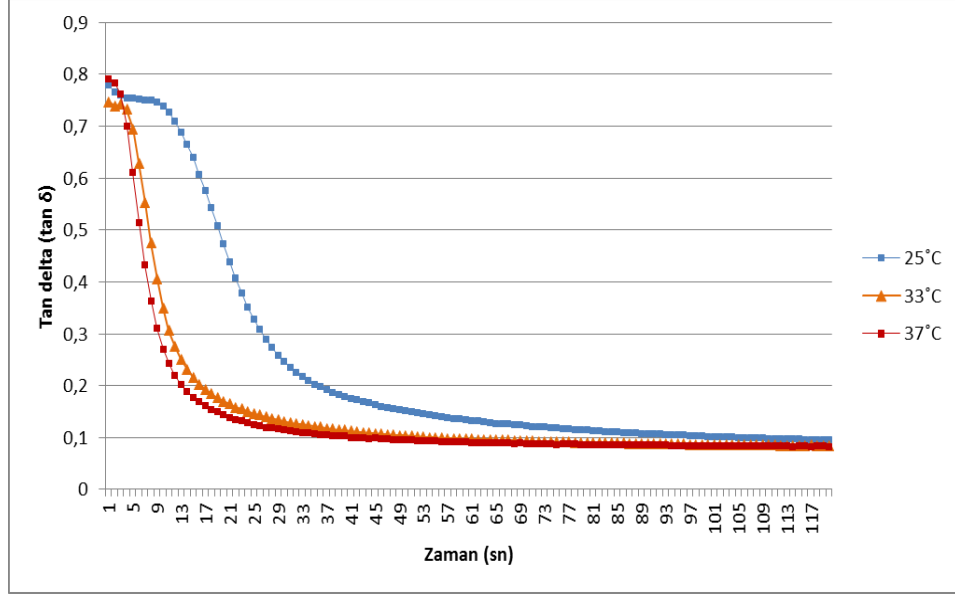
Şekil 3.16. Vinil polieter silikon ölçü maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

Tan delta değerleri vinil polieter silikon için ölümün başında en yüksek değerlerinde olup zamanla azalma göstermiştir. Başlangıçta 25°C’de 0.835, 33°C’de 0.764, 37°C’de de 0.95 değerlerindedir. 120. saniyeye gelindiğinde bu değerler 25°C’de 0.641, 33°C’de 0.198, 37°C’de 0.086’ya ulaşmıştır. Yüksek sıcaklıkta hem daha hızlı azaldığı, hem de başlangıç ve sertleşme zamanındaki değerlerin de daha düşük seyrettiği grlmekler beraber aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0.0125$ ).



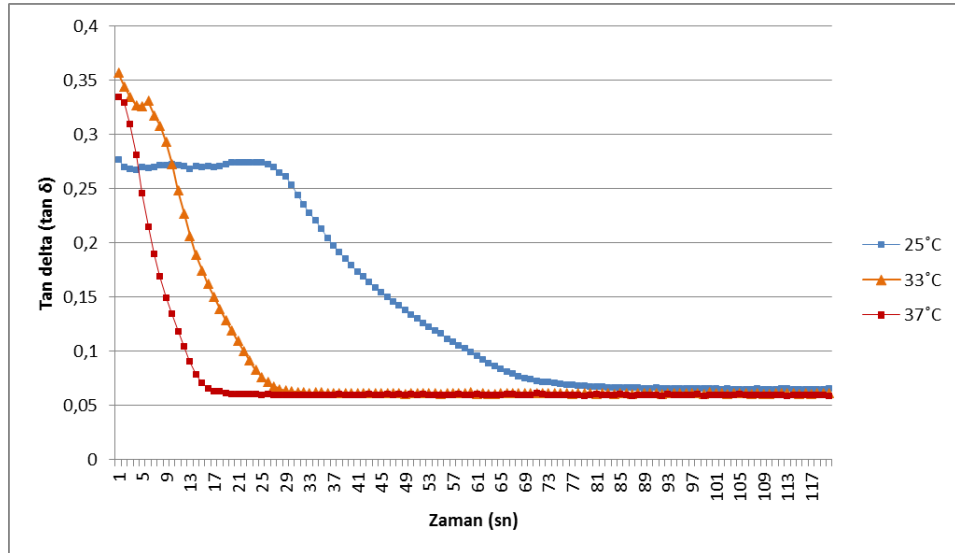
**şekil 3.17.** Polieter l maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

Polieter l malzemesinin başlangıç tan delta değerleri 25°C’de 0.742, 33°C’de 0.762, 37°C’de 0.828 olup başlangıçta hafif bir artış göstermiş, daha sonra da azalmaya başlamıştır. 165. saniyede 25°C’de 0.476, 33°C’de 0.162, 37°C’de 0.145 olarak lmştir. Sıcaklıklar arası fark anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0.0125$ ).



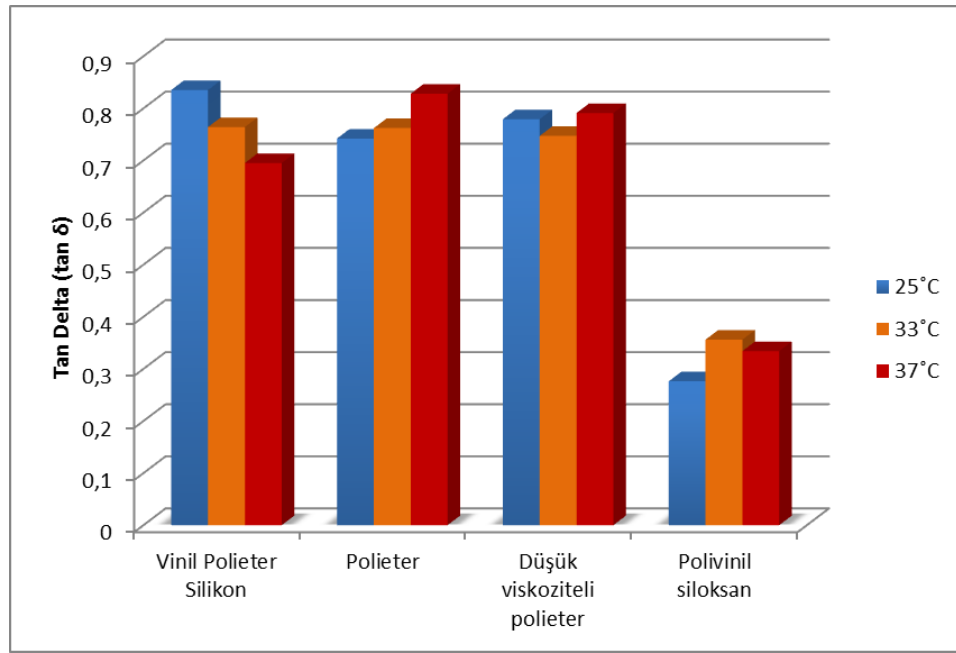
Şekil 3.18. Düşük viskoziteli polieter ölçü maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

Düşük viskoziteli polieterin tan delta değerleri  $t_0$ 'da 25°C'de 0.770, 33°C'de 0.747 ve 37°C'de 0.791 olarak ölçülmüştür. Karıştırmanın başlangıcından itibaren zamanla azalarak 165. saniyeye gelindiğinde 25°C'de 0.273, 33°C'de 0.136, 37°C'de 0.118 değerlerine ulaşmıştır. Sıcaklıkla beraber azalma eğilimi gösterse de, sıcaklıklar arası fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0.0125$ ).

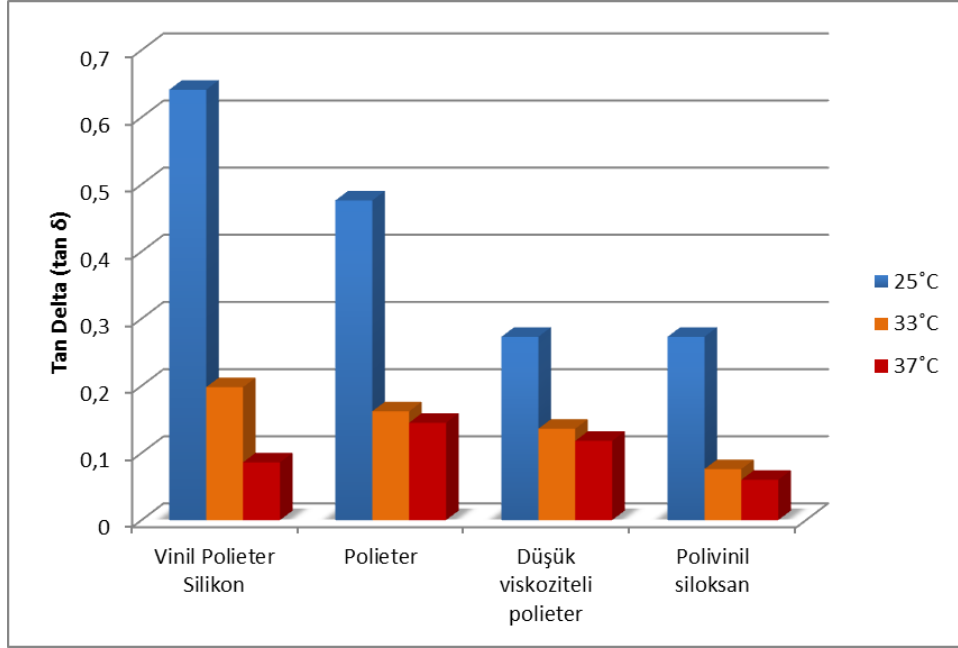


Şekil 3.19. Polivinil siloksan ölçü maddesinin tan delta değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

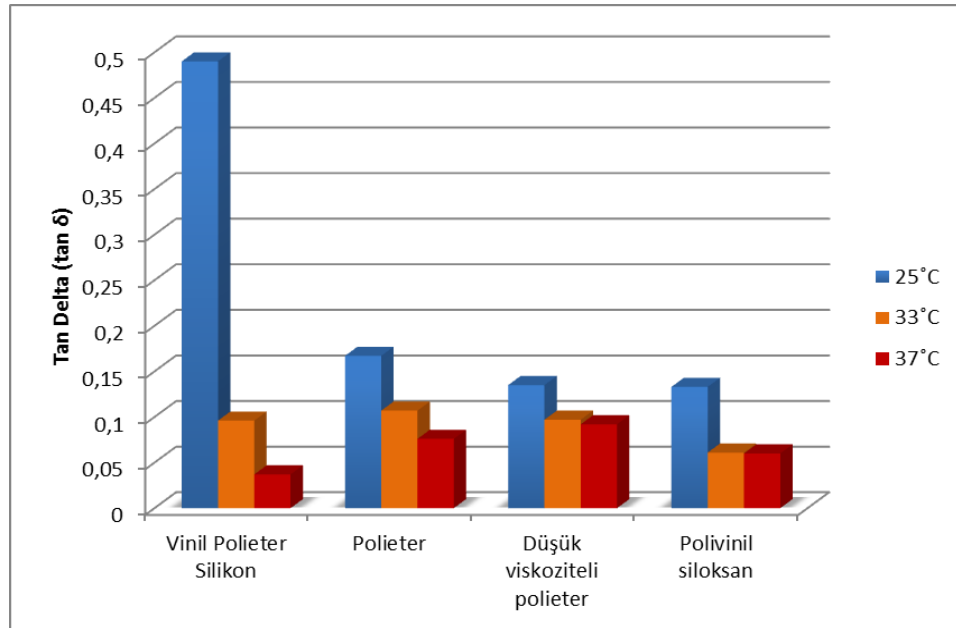
Polivinil siloksanın ölçümün başlangıcındaki tan delta değerleri 25°C’de 0.276, 33°C’de 0.356, 37°C’de 0.334 olarak bulunmuştur. Zamanla azalarak üretici firmanın bu malzeme için belirttiği çalışma zamanının sonuna gelindiğinde (150.sn) 25°C’de 0.273 olup ölçümün başlangıç değeriyle yaklaşık olarak hala aynı değerde seyrettiği görülmektedir. 33°C’de 0.076 ve 37°C’de 0.060 olup başlangıca göre azalmıştır. Sıcaklık ile azalma eğilimi diğer gruplara göre daha az görülmüş olup sıcaklıklar arası fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.0125$ ).



**Şekil 3.20.** Deneyin başlangıcında ( $t_0$ ) üç farklı sıcaklıkta ölçülen tan delta değerlerinin karşılaştırılması.

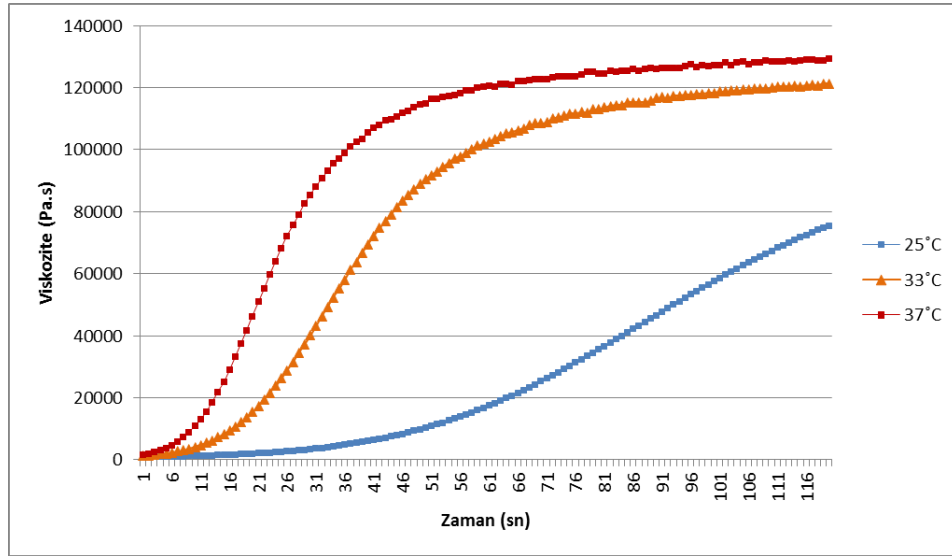


Şekil 3.21. Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta tan delta değerlerinin karşılaştırılması.



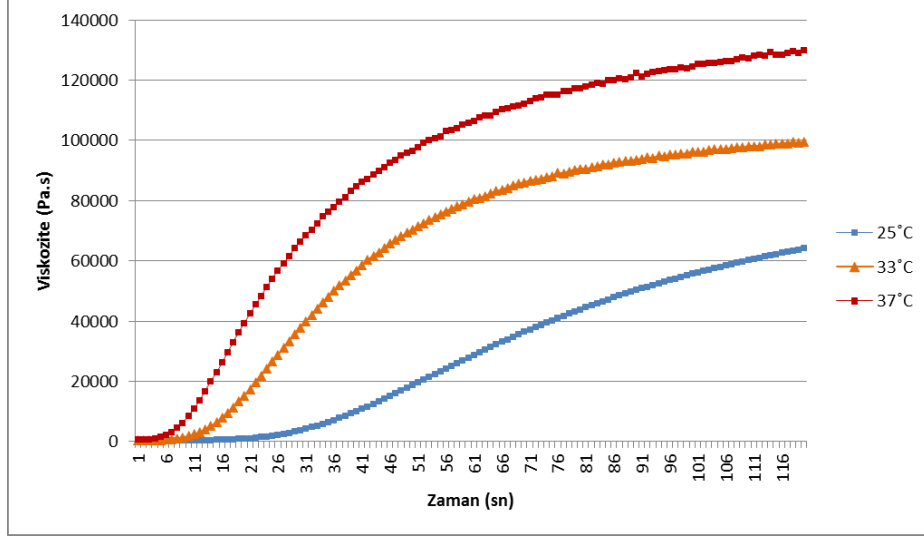
Şekil 3.22. Üretici firma tarafından belirtilen sertleşme zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta tan delta değerlerinin karşılaştırılması.

### 3.5.3 Farklı Sıcaklıklarda Viskozitenin Karşılaştırılması



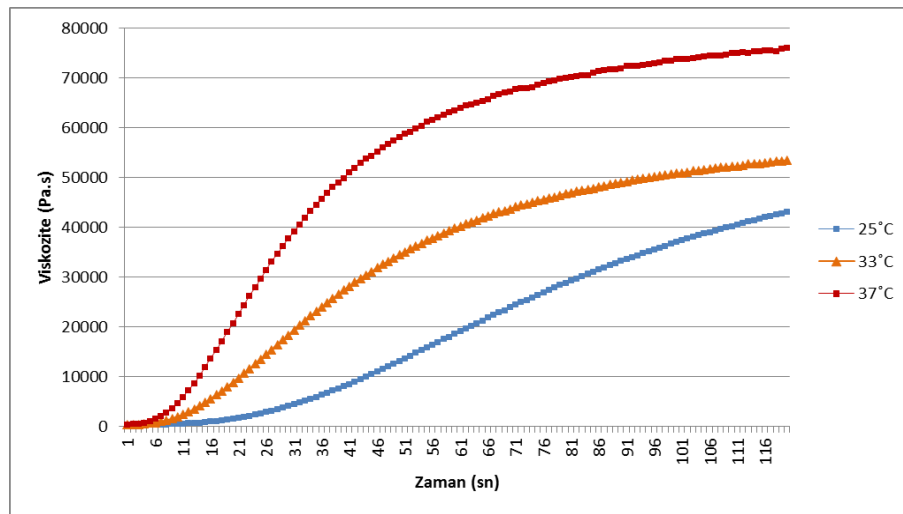
**Şekil 3.23.** Vinil polieter silikon ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

Ölçümün başlangıcından itibaren bütün ölçü maddelerinde viskozitenin giderek arttığı gözlenmiştir. Vinil polieter silikon ölçü maddesinde başlangıç viskozite değerleri 25°C’de 860 Pa.s, 33°C’de 1276.6 Pa.s, 37°C’de 1676 Pa.s olarak ölçülmüştür. Çalışma zamanının sonuna gelindiğinde (120.sn) bu değerler 25°C’de 2033.3 Pa.s, 33°C’de 15466.5 Pa.s, 37°C’de 46233.3 Pa.s olarak ölçülmüştür. Sertleşme zamanının sonuna gelindiğinde ise (180.sn), 25°C’de 3463.3 Pa.s, 33°C’de 40066.6 Pa.s, 37°C’de 85500 Pa.s değerlerine ulaşılmıştır. Sıcaklık arttıkça daha yüksek viskozite değerleri izlense de, sıcaklıklar arasındaki viskozite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı değer bulunmamıştır ( $p > 0.0125$ ).



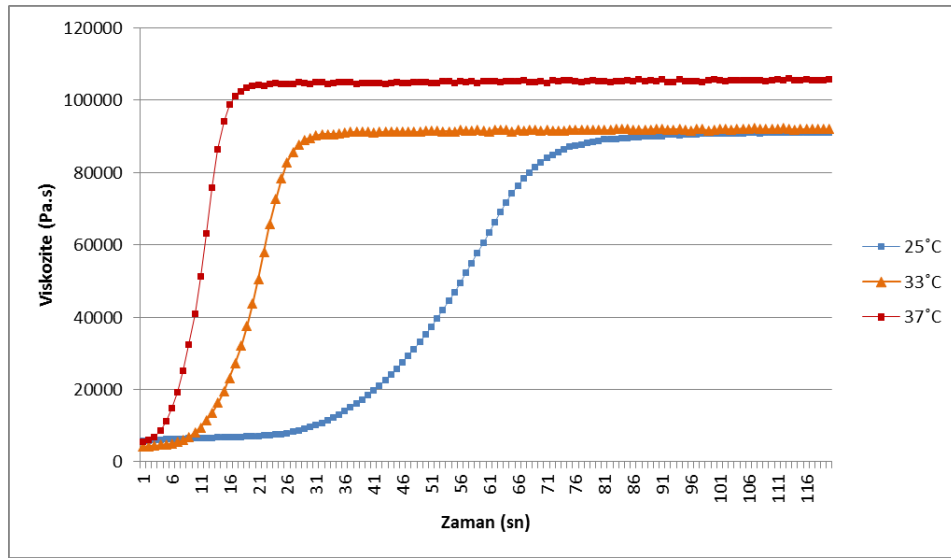
**Şekil 3.24.** Poliyeter ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

Polieter ölçü maddesinde ölçümün başlangıcındaki viskozite değerleri 25°C'de 365.6 Pa.s, 33°C'de 366.3 Pa.s, 37°C'de 615 Pa.s değerlerindedir. 165. saniyeye gelindiğinde 25°C'deki viskozite değeri 3003.3 Pa.s, 33°C'de 33400 Pa.s, 37°C'de 61566.6 Pa.s'ye ulaşmıştır. Sertleşme zamanının sonunda (360.sn) 25°C'de 27933.3 Pa.s, 33°C'de 79733.3 Pa.s, 37°C'de 105800 Pa.s olarak bulunmuştur. En yüksek viskozite değerleri 37°C'de, daha sonra 33°C'de ve en düşük olarak da 25°C'de görülmüş olmakla beraber aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0.0125$ ).



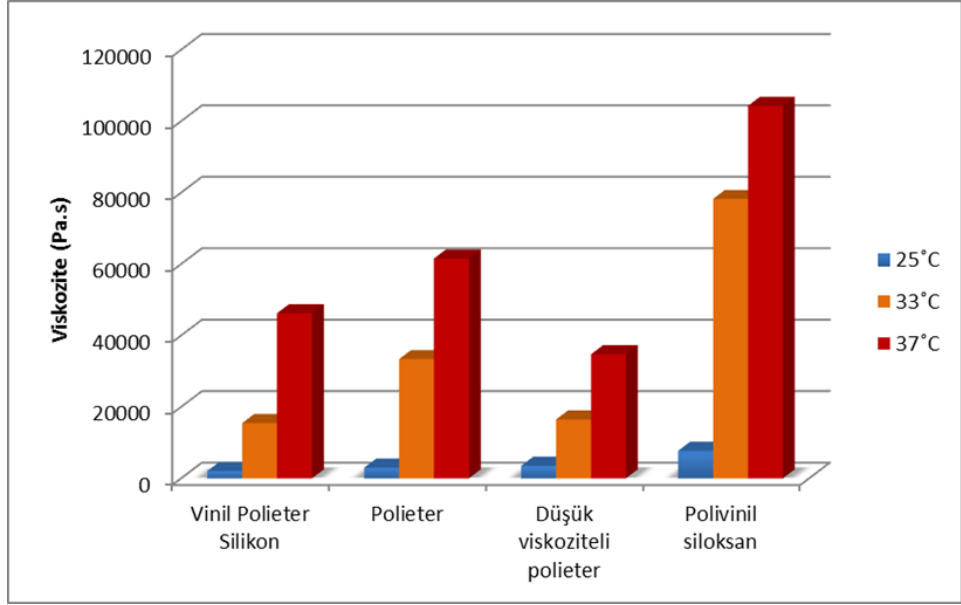
**Şekil 3.25.** Düşük viskoziteli poliyeter ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

Düşük viskoziteli polieterin viskozitesi başlangıçta 25°C'de 362.3 Pa.s, 33°C'de 394.3 Pa.s, 37°C'de 446 Pa.s değerlerindedir. Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanının sonu olan 165. saniyeye gelindiğinde, 25°C'de 3530 Pa.s, 33°C'de 16500 Pa.s, 37°C'de 34733.3 Pa.s değerleri ölçülmüştür. Sertleşme zamanının sonunda (360.sn) ise viskozite değerleri 25°C'de 18633.3 Pa.s, 33°C'de 39833.3 Pa.s, 37°C'de 63466.6 Pa.s şeklindedir. Zamanla ve sıcaklıkla artma eğilimi gösteren viskozitenin farklı sıcaklık değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0.0125$ ).

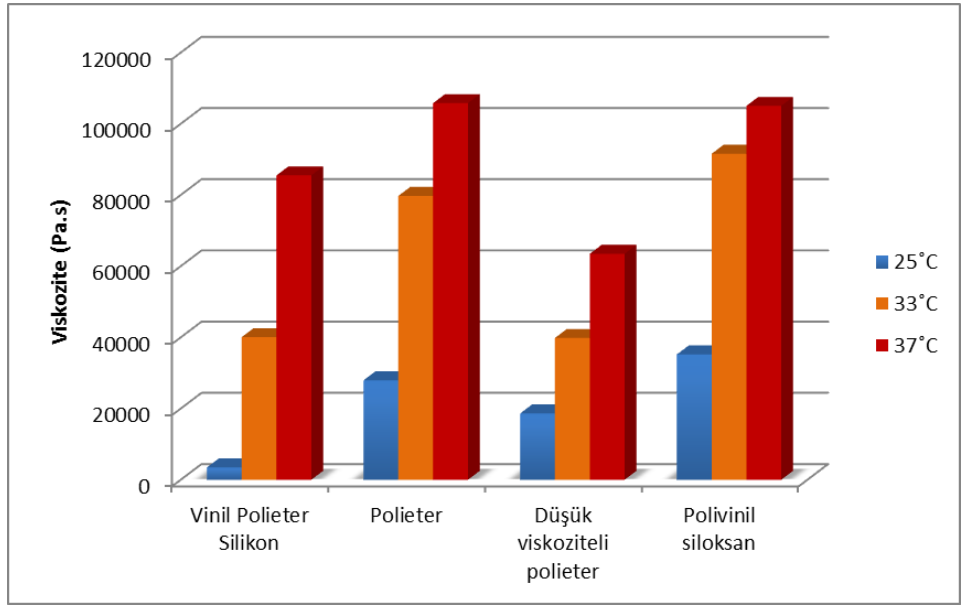


Şekil 3.26. Polivinil siloksan ölçü maddesinin viskozite değerlerinin üç farklı sıcaklıkta zamanla değişimi.

Polivinil siloksanın viskozitesi özellikle 33°C ve 37°C'lerde başlangıçtan itibaren hızla artış göstermiş olup, genel olarak 25°C'deki değerlerden daha yüksek seyretmiştir. Başlangıç viskozite değerleri 25°C'de 5756.6 Pa.s, 33°C'de 4193.3 Pa.s, 37°C'de 5500 Pa.s olarak ölçülmüştür. 150. saniyeye gelindiğinde 25°C'de 7736.6 Pa.s, 33°C'ye gelindiğinde 78233.3 Pa.s, 37°C'de 104300 Pa.s değerlerine ulaşmıştır. Sertleşme zamanının sonunda ise (300.sn) 25°C'de 35200 Pa.s, 33°C'de 91566.6 Pa.s, 105033.3 Pa.s olarak ölçülmüştür. Sıcaklıklar arasında viskozite değerleri açısından istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0.0125$ ).



**Şekil 3.27.** Üretici firma tarafından belirtilen çalışma zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta viskozite değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 3.28.** Üretici firma tarafından belirtilen sertleşme zamanının sonunda üç farklı sıcaklıkta viskozite değerlerinin karşılaştırılması.

#### 4. TARTIŞMA

Deformasyon, gerilim ve zaman arasındaki ilişki ile materyalin moleköl yapısı ve viskoelastik özellikleri arasındaki ilişkiyi incelemeyi hedefleyen reoloji bilimi, fizik, kimya, mühendislik, tıp, diş hekimliği, eczacılık, biyoloji gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Murata, 2012).

Dental materyallerin manipölasyonu, çalışma ve sertleşme zamanları, adezyonları, stabiliteyi, reolojik özelliklerine bağlıdır. Literatürde dental materyallerin reolojik özelliklerinin incelendiği pek çok çalışma mevcuttur. Reolojik olarak analiz edilen dental materyaller arasında, dental simanlar, kompozitler, pit ve fissür örtücüler, endodontik kanal patları, ölçü malzemeleri, doku düzenleyiciler, yumuşak astarlar, akrilik rezin bulunmaktadır. Dental alanda reoloji biliminin kullanılması, yeni dental materyal formölasyonlarının tasarımı ve mevcut materyallerin kullanım özelliklerinin geliştirilmesi ve uzun dönem etkinliklerinin artırılması bakımından çok önemli görölmektedir (Chang ve ark., 2014; Papadogiannis ve ark., 2009; Leforestier ve ark., 2010; Rubbi ve ark., 1993; Saitoh ve ark., 2010; Murata ve ark., 1998).

Dental uygulamalarda kullanılan materyallerin çoğu hem elastisite hem viskoziteye sahip olup viskoelastik malzemelerdir. Polimerlerin viskoelastik özellikleri reolojik ölçümler ile analiz edilir. Malzemelerin viskoelastisitesi, gerilme uygulanıp oluşan gerilimin ölçülmesi, gerilim uygulanıp oluşan gerilmenin ölçülmesi, ve gerilme hızı uygulanıp oluşan gerilimin ölçülmesi olmak üzere üç şekilde ölçülebilmektedir (Duman, 2002; Mutlu, 1992; Murata, 2012). Ayrıca viskoelastisite testleri statik testler ve dinamik testler olarak ikiye ayrılır. Statik viskoelastisite testlerinde, örnek üzerine kısa bir zaman periyodu boyunca tek bir yönde gerilim uygulanarak, meydana gelen gerilme değışikliklerinin ölçülmesi söz konusudur. Bu test yöntemi özellikle viskoelastik olayların nispeten uzun zaman periyodları boyunca gerçekleştiği durumlarda kullanılır. Dinamik viskoelastisite testinde ise, örneğe sinusoidal bir gerilim veya gerilme uygulanarak viskoelastisite ölçülür. Bu yöntem ise özellikle kısa süre içinde gerçekleşen viskoelastik olayların analizinde kullanılır. Dinamik viskoelastik testlerde, örneğe zarar vermeyecek çok az deformasyonlar altında ölçüm yapılır, bu sayede de partiköl çökeltilerinin yapısı ve karmaşık haldeki polimer molekülleri deformasyon altındayken incelenebilmektedir. Dolayısıyla

dinamik viskoelastisite testleri günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (Phan-thien, 21012; Saitoh ve ark., 2010).

Dinamik mekanik analizlerde, dinamik viskozite, viskoelastik davranışın visköz komponentinin doğrudan ölçümü ve tanjant delta değeri, deformasyon boyunca madde içinde oluşan enerji kaybının bir göstergesi olduğu için, bu değerler viskoelastik maddeleri değerlendirmede önemlidir. Yüksek tanjant delta değerleri daha büyük enerji kaybını ve daha visköz davranışı gösterirken, düşük tanjant delta değerleri daha az enerji kaybını ve elastik davranışın giderek arttığını göstermektedir (Phan,thien, 21012; Saitoh ve ark., 2010).

Su içermeyen (nonaqueous) elastomerik ölçü maddeleri kayma gerilimine maruz kaldıklarında viskozitelerinde azalma meydana gelir. Viskozitedeki bu değişimin kayma esnasında polimer zincirlerinin yapısal bozunması ve gerilim ortadan kalktığına zincirlerin tekrar oluşmasından ileri geldiği rapor edilmiştir (Chai ve Pang, 1994). Tiksotropik özellik sıcaklık, nem baz-katalizör oranı, karıştırma şekli, ıslanabilirlik ve sertleşme kinetiğinden etkilenmektedir. Sıcaklıkla olan değişimi inceleyen çalışmalar, sertleşme zamanının azalması sonucu viskoelastik reolojik özelliklerde farklılıklar oluşması ile birlikte sertleşme kinetiğinde anlamlı değişiklikler olduğunu öne sürmüşlerdir (Berg ve ark., 2003; Pae ve ark., 2008).

Yapılan çalışmalar, diş hekimliğinde kullanılan ölçü maddelerinin viskozitesi ve diğer reolojik parametrelerin, ölçü maddesinin karıştırılmasından, maddenin ölçü kaşığına ve/veya dişler üzerine uygulanması, ağıza yerleştirilmesi ve madde sertleştikten sonra deforme olmadan ağızdan uzaklaştırılmasına kadar bütün aşamalarında etkili olduğunu göstermektedir.

Bir ölçü malzemesinin karıştırılmasının hemen ardından düşük viskozite göstermesi, dişlerin, özellikle interproksimal alanlar, derin restoratif preparasyonlar gibi detay bölgelerinin, yumuşak dokunun ve restorasyonların üzerinde kolayca akabilen visköz bir sıvı gibi davranması beklenir. Bu plastik özellik, ölçü malzemesinin manipulasyonu tamamlanana kadar, yani ölçü kaşığı ile birlikte ağıza yerleştirilene kadar devam etmelidir. Ancak aynı malzeme klinik açıdan uygun bir sürenin ardından elastik özellikler geliştirmeli ve elde edilen negatif kopyanın şeklini ve

boyutlarını koruyabilmelidir. Ölçü malzemesinin son hali dişlerin üzerinden ve andırkatlı bölgelerden herhangi bir değişime uğramaksızın rahatça çıkarılabilmesine izin verecek uygun elastisiteye sahip olmalıdır (Chai ve ark., 1993, Berg, 2003).

Ölçü malzemelerinin ağıza yerleştirilmesindeki gecikmeler, ölçüde meydana gelen hataların ve distorsiyonların en büyük nedenlerinden biri olarak gösterilmektedir (Abuasi ve ark., 1993). Ölçü maddesinin ağıza yerleştirilmesinde meydana gelen gecikmelerin en yaygın nedenleri, birden fazla preparasyonun varlığı ve izolasyon sağlanmasındaki güçlük olarak belirtilmiştir (Chai ve ark., 1993). Bu durumlarda, ağıza yerleştirilmeden geçen sürede devam eden polimerizasyon nedeniyle, ölçü maddesi yeterli akışın sağlanamayacağı viskozite değerlerine ulaşmaktadır. ISO 4823 standartlarında karıştırılmanın başlaması ile elastisite gelişiminin ve plastisite kaybının başlangıcı arasındaki zaman periyodu olarak tanımlanan çalışma zamanı, bu nedenle klinik açıdan önem kazanmaktadır. Mc Cabe ve Carrick (1989, 1990), çalışma zamanının değerlendirilmesinde, sabit gerilim altında akmaya karşı direncin ölçülerek yalnızca plastisite kaybının ölçülmesinin yetersiz bilgi sağlayacağını, erken dönemde meydana gelen elastisite gelişiminin de göz önünde bulundurulması gerektiğini belirtmişlerdir.

Literatürde ölçü malzemelerinin reolojik özellikleri karıştırmadan önce (Braden, 1967; Combe ve Moser, 1978; Herfort ve ark., 1977), karıştırma esnasında, sertleşme esnasında (Wilson, 1966a; Braden, 1966, McCabe ve Bowman, 1981; Cook, 1982a,c) ve sertleşmenin tamamlanmasından sonra (Wilson, 1966b; Goldberg, 1974; Salem ve ark., 1987) olmak üzere klinik kullanımın dört aşamasında inceleyen çalışmalar mevcuttur .

Elastomerik ölçü maddelerinden polieter ve polivinil siloksan ölçü maddeleri, günümüzde güvenilirliği en yüksek ve dental kullanımda en çok tercih edilen ölçü maddeleridir (Tolidis ve ark., 2013). Polivinil siloksan ve polieter esaslı elastomerik ölçü maddelerinin reolojik ve akış özellikleri, sert ve yumuşak dokulara adaptasyonunu ve dolayısıyla ölçünün doğruluğunu etkileyen en önemli faktörlerdir (Berg ve ark., 2003; German ve ark., 2008). Bu materyallerin gerilmeye maruz kaldıklarında deforme olmamaları ve akışkan olmaları kullanımları açısından büyük önem taşımaktadır.

Düşük ve orta kıvamlı elastomerler enjekte edilerek kullanılabilirlikleri için akma özellikleri daha da önem kazanmaktadır (Chai ve ark., 1993). Herfort ve ark., malzemenin "enjekte edilebilir" viskozite sınırının 5000 poise (p) olduğunu belirtmişlerdir (1977). Ancak, polimerize olan malzemenin elastik özellikler kazanmasına göre belirlenen çalışma zamanı ile, bu kritik "enjekte edilebilir" viskoziteye ulaşılması için geçen zaman daima aynı olmayabilmekte, çalışma zamanı dolmadan ölçü maddesi, kritik viskozite sınırını aşmış olabilmektedir. Chai ve ark., ölçü malzemesinin bu kritik viskozite değerine ulaşması için gereken zaman açısından çeşitli polivinil siloksan ölçü maddeleri arasında farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir (1994). Dolayısıyla malzemenin elastik özellikleri ile viskozite değişimlerinin polimerizasyon esnasında birlikte izlenmesi ve karşılaştırılması önem kazanmaktadır.

Tek aşamalı (monofaz) elastomerik ölçü maddeleri hem kaşık için hem enjekte edilebilir olarak tanıtılmaktadır. Bu şekilde bir ölçü maddesinin iki türlü kullanımı malzemenin kayma incelenmesi (shear-thinning) veya pseudoplastik özelliğe sahip olmasını gerektirir (Chai ve Pang, 1994). Kayma incelenmesi veya pseudoplastisite, polimerlerde uygulanan kayma gerilimi arttığında görünür viskozitenin azalması olayıdır. Monofaz ölçü maddeleri kaşık materyali olarak kullanıldığında, yeterli viskoziteye sahip olması ve kaşık üzerinde fazla akışkanlık göstermemesi beklenir. Ancak enjekte edildiğinde meydana gelen yüksek kayma gerilimi malzemenin viskozitesinin azalmasına ve kolayca akabilen bir hale gelmesine neden olur. Bu şekilde iki farklı akış özelliği gösteren bu malzemelerin reolojik özelliklerinin polimerizasyon esnasında detaylı bir şekilde incelenmesi yapılarının daha iyi anlaşılması ve klinik kullanım esnasında daha doğru bir şekilde manipüle edilmeleri açısından önemlidir.

Literatürde, elastomerik ölçü malzemelerinin reolojik özelliklerinin incelendiği çalışmalar arasında, bazların ve katalizörlerin karıştırılmadan test edildiği, ve karıştırıldıktan sonra polimerize olurken test edildiği çalışmalar mevcuttur. Baz ve katalizörlerin reolojik özelliklerinin ölçümü reaksiyona girmemiş materyalin üzerinde kayma hızının etkisi hakkında bilgi vermekte olup, polimerizasyon esnasındaki viskozite değişimlerinden bağımsızdır (Eyre ve ark., 1989, Chai ve Pang,

1994). Reolojik özelliklerin polimerizasyon esnasında test edilen çalışmalardan klinik açıdan daha anlamlı, daha uygulanabilir bilgiler elde edilmektedir (Braden, 1967, Kim ve ark., 1992).

Ölçü malzemelerinin reolojik özelliklerin değerlendirilmesiyle ilgili çeşitli yöntemler literatürde rapor edilmiştir. Wilson çalışma ve sertleşme zamanları değerlendirmek için bir respirokasyonlu reometre kullanmıştır (1966). Ancak bu yöntem elastisite ve elastik geri dönüşü tespit edememektedir ve çalışma zamanı malzemenin belirli bir rijidite değerine ulaşması için geçen süre olarak ölçülmüştür. Inoue ve Wilson modifiye edilmiş bir salınımlı reometre kullanarak test esnasında değişen depolama modülüsünün ölçülebileceği bir yöntem rapor etmişlerdir (1978). Bu çalışmada, kayma modülünün maksimum değerine ulaştığı anın, ölçünün ağızdan çıkarılması için yeterli sertleşmenin gerçekleştiğinin bir göstergesi olarak kabul edilebileceği rapor edilmiştir. Jorgensen 1976'da kon-plaka reometrenin ölçü malzemelerinin elastik geri dönüşünün izlenmesinde kullanmıştır. Aynı cihaz 1985'de Araujo ve Jorgensen tarafından, uygulanan deformasyon sonucu oluşan elastisitenin kalıcı deformasyon yüzdesinin zamanın bir fonksiyonu olarak ölçülmesi için kullanılmıştır. Bu çalışmacılar ölçümlerini 37°C'de yapmışlar ve sadece etkin elastik geri dönüşün olduğu zamanı dikkate almışlardır. Elastik geri dönüşün ilk görüldüğü zaman dikkate alınmamıştır. Braden ve Elliott kon-plaka reometresi kullanarak viskoziteyi kayma hızının bir fonksiyonu olarak ölçmüştür (1966). Chai arkadaşları, düşük ve orta yoğunluktaki 10 farklı polivinil siloksan ölçü maddesinin viskozite değerlerini koni ve plaka rotasyonel reometre kullanılarak ölçü maddelerinin ağıza yerleştirme süresinin viskoziteyi nasıl etkilediği araştırılmıştır (1993). McCabe ve Carrick, çalışma zamanı gibi klinik açıdan önemli parametrelerin, sadece viskoziteyi ölçen testlere dayandırılmaması, mutlaka reolojik analizlerle detaylı olarak incelenmesi gerektiğini vurgulamışlardır (1989).

Gerilim kontrollü reometrenin, elastomerlerin sertleşmesi esnasında reolojik özelliklerindeki değişimin izlenmesinde uygun bir yöntem olduğu rapor edilmiştir. Hem çalışma prensibi, hem de ortaya koyduğu veri ve bilgiler açısından konvansiyonel kon-plaka reometrelerine göre farklılık göstermektedir. Konvansiyonel kon-plaka reometreleri, test edilen örneğin üzerine gerilme hızı

uygulanması ve sonucunda oluşan gerilimden viskozitenin hesaplanmasına dayalı olarak çalışır. Gerilim kontrollü reometreler ise uygulanan tork kuvveti sonucu oluşan deformasyon veya gerilmenin hesaplanması prensibiyle çalışır. Akma, sürünme ve salınım modlarında kullanılabilir. Bu çalışma şekli sebebiyle gerilim kontrollü reometreler çok daha geniş bir aralıktaki reolojik parametreleri izleme olanağı sunmaktadır (McCabe ve Carrick, 1989). Gerilim kontrollü reometrenin elastomerik ölçü maddelerinin reolojik özelliklerinin izlenmesinde uygun bir yöntem olduğu rapor edilmiştir (McCabe ve Arikawa, 1998). Çalışmamızda reolojik ölçümler gerilim kontrollü salınımlı paralel plaka tipi reometreyle yapılmıştır. Uygulanan bir tork kuvveti sonucu oluşan deformasyon veya geriliminin ölçülmesi prensibiyle çalışan bu cihaz, elastomerlerin polimerizasyonu esnasındaki reolojik davranışlarını kapsamlı olarak incelenmesini sağlamaktadır.

Materyaller polimerizasyon reaksiyonu ile sertleşirken, reolojik özellikleri zamanın bir fonksiyonu olarak değişim gösterir. Bu nedenle, bu tür malzemelerde, sabit bir frekans ve tork değeri uygulanıp, değişen gerilmenin yani deformasyonun izlenmesi gerekmektedir (McCabe ve Arikawa, 1998, El Deeb ve ark., 2011). Literatürde daha önce yapılan çalışmalarda, elastomerik ölçü malzemeleri için uygun frekans değeri 1 Hz, maksimum tork değeri  $3 \times 10^{-3}$  Nm olarak belirtilmiştir (McCabe ve Carrick, 1989). Çalışmamızda da deneyler esnasında bu sabit değerler kullanılarak ölçümler yapılmıştır.

Elastomerik ölçü maddelerinin sertleşme süresi, malzemenin karıştırılmaya başlanmasından itibaren elastik özellik kazanıp ağızdan çıkarılmaya hazır hale gelmesine kadar olan süredir. Bu süreçte ölçü maddesi hem oda sıcaklığı hem de intraoral sıcaklıkta bulunmaktadır. Jamani ve ark., ağız açıkken intraoral sıcaklığın vücut sıcaklığından birkaç derece daha düşük olduğunu, dolayısıyla  $33.0 \pm 0.5^\circ\text{C}$ 'nin ölçü malzemelerinin ağız ortamındaki özelliklerinin değerlendirilmesinde uygun bir değer olduğunu öne sürmüşlerdir (1988). Literatürde oda sıcaklığı ( $23-25^\circ\text{C}$ ) ve intraoral sıcaklıkta ( $33-35^\circ\text{C}$ ) ve vücut sıcaklığında ( $37^\circ\text{C}$ ) reolojik ölçümlerin yapıldığı çalışmalar mevcuttur (McCabe ve Arikawa, 1998, Pae ve ark., 2008, Berg ve ark., 2003, Lee ve Lee, 2012). Bu çalışmalar elastomerik ölçü maddelerinin

polimerizasyon reaksiyonunun sıcaklık değişimlerine önemli derecede duyarlı olduğunu ve reolojik parametreleri anlamlı olarak etkilediğini öne sürmüşlerdir. Literatürdeki bu veriler sertleşme reaksiyonunun sıcaklıkla ilişkisinin daha detaylı olarak araştırılmasının önemini vurgulamaktadır. Çalışmamızda test edilen elastomerik esaslı ölçü malzemelerinin reolojik özellikleri üzerine, oda sıcaklığı (23°C), açık ağız sıcaklığı (33°C) ve vücut sıcaklığı (37°C)'nin etkileri incelenmiştir.

Dental materyal biliminde sıklıkla kullanılan reolojik parametreler ölçüm, kayma gerilimi altında ise viskozite, depolama modülü, kayıp modülü, tan delta ( $\tan \delta$ ), ölçüm, uzanımsal akma altında ise elastik modülüdür. Ölçü malzemeleri karıştırıldıkları andan itibaren, en düşük viskoziteye ve depolama modülüne ve yüksek tan delta değerlerine sahip olup, malzemeler akışkan özellik göstermektedirler. Viskozite değerlerinin başlangıçtan itibaren artmaya başlaması meydana gelen polimerizasyon reaksiyonundan ve buna bağlı olarak artan molekül ağırlığından dolayıdır. Ölçü malzemelerinin viskozite değerleri en çok bu süreçte önem kazanmaktadır. Viskozite çok düşük olursa, materyal kaşıktan akıp gidecek ve ölçüsü alınacak bölgeyle yakın temasını koruyamayacaktır. Viskozite çok yüksek ise ince detayları kaydedemeyecektir (Reisbick, 1973).

Elastomerlerin sertleşme esnasında viskoziteleri, molekül ağırlığı ve organik yapının moleküler dağılımı, doldurucu içeriği, baz-katalizör oranı ve polimerizasyon hızından etkilenmektedir (Vermilyea ve ark., 1980). Zamanla viskozitenin artması devam eden polimerizasyon reaksiyonuna ve buna bağlı olarak molekül ağırlığında meydana gelen artışa bağlıdır. Ancak bu artış hızının, çalışma zamanı içinde bir süre yavaş seyretmesi ve daha sonra artmaya başlaması görülmektedir. Viskozite artışının durağan seyrettiği bu sürece "indüksiyon periyodu" denmiştir. Polieter esaslı ölçü maddelerinde bu indüksiyon periyodunun daha uzun olduğu gözlemlenmiştir. El Deeb ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada orta kıvamlı polieter için viskozite artışı karıştırma başlangıcından 2 dakika sonra başlamış olup üretici firmanın belirttiği çalışma zamanı (165 sn) henüz tamamlanmamıştır (2011).

Çalışmamızda test edilen ölçü malzemelerinin başlangıç viskozite değerleri karşılaştırıldığında, polivinil siloksan ölçü maddesinin karıştırıldıktan hemen sonra en yüksek viskozite değerine sahip olduğu görülmüştür (5756,6 Pa.s). Diğer üç ölçü malzemesinin başlangıç viskozite değerleri arasında anlamlı bir fark görülmemiştir.

Çalışma zamanının sonuna gelindiğinde, yine en yüksek viskozite polivinil siloksana (78233,6 Pa.s) ait olup, onu polieter (33400 Pa.s), düşük viskoziteli polieter (16500 Pa.s) ve vinil polieter silikon (15466,6 Pa.s) takip etmektedir. Ölçümün sonunda ulaşılan maksimum viskozite değerlerine bakıldığında ise, vinil polieter silikonun en yüksek viskoziteye sahip olduğu, onu da polieter, polivinil siloksan ve düşük viskoziteli polieterin izlediği görülmüştür. Vinil polieter silikonun çalışma zamanı boyunca düşük viskozite değerlerinde seyrettikten sonra, sertleşme tamamlanmasına yakın diğerlerinden daha yüksek bir viskozite değerine ulaştığı görülmektedir.

El Deeb ve arkadaşları, 2011 yılında yaptıkları çalışmalarında, orta kıvamlı polieterin çalışma zamanının başında ve sonunda akıcı ve orta kıvamlı polivinil siloksan dan daha yüksek viskozite değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Bu bulgular çalışma zamanının sonunda en yüksek viskozite değerlerinin polivinil siloksana ait olduğu çalışmamızın bulgularıyla farklılık göstermektedir. Bunun nedenleri olarak, bizim çalışmamızda sadece orta kıvamlı ölçü malzemeleri kullanılırken, bu çalışmada akıcı kıvamlı malzemelerin de dahil edilmesi, kullanılan reometre geometrisinin bizimkinde paralel plaka iken bu çalışmada koni-plaka olması ve kullanılan polivinil siloksan ölçü malzemelerinin farklı üretici firmalara ait olup farklı formülasyonlarda üretilmiş olabilmesi düşünülmektedir.

Sertleşme tamamlandıktan sonraki en düşük son viskozite değerlerinin düşük viskoziteli polieterde görülmesi (Şekil 3.28), çalışmamızda kullanılan düşük viskoziteli polieterin üretici firma tarafından, malzemenin ulaşılan son sertliğini azaltmak için doldurucu partikül oranının azaltılmış olmasıyla açıklanabilir.

Viskozitenin sıcaklıkla ilişkisi incelendiğinde, sıcaklık arttıkça viskozitede artma eğilimi dört ölçü malzemesinde de izlenmektedir. Bu bulgular elastomerlerin polimerizasyon esnasındaki viskozitesinin sıcaklıkla ilişkisinin incelendiği diğer çalışmalarla uyumludur (McCabe ve Arikawa, 1998). Ancak farklı sıcaklıklar

arasındaki viskozite değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bunu nedeninin ölçüm sayısının yapılan istatistiksel test için yetersiz kalması olduğu düşünülmektedir.

Tan delta, maddenin deformasyona uğradığı sırada bünyesinde meydana gelen enerji kaybının bir ifadesi olup viskoelastik özelliklerin incelenmesinde önemli bir parametredir (McCabe ve Arikawa, 1998). Yüksek tan delta değerleri daha fazla enerji kaybını ve daha visköz davranışı ifade ederken, düşük tan delta değerleri elastik özelliğin arttığını gösterir.

Tan delta değerleri üzerinde zamanın etkisine bakılacak olursa, başlangıç değerlerinin her üç sıcaklıkta da daha yüksek olup çalışma zamanına kadar olan süreçte giderek azaldığı görülmektedir. Bu durum, maddenin yapısında meydana gelen çapraz bağlanma reaksiyonu nedeniyle visköz davranışın azalması ve malzemenin elastikleşmesinden ileri gelmektedir. Literatürde elastomerik ölçü maddeleriyle yapılan çalışmalarda, polieterin başlangıç tan delta değerlerinin polivinil siloksandan daha yüksek olduğu görülmektedir (McCabe ve Arikawa, 1998; Berg ve ark., 2003; Pae ve ark., 2008; German ve ark., 2008). Çalışmamızın bulgularına göre başlangıç tan delta değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değer vinil polieter silikona ait olduğu, polieter ve düşük viskoziteli polieterle yakın değerler gösterdiği, en düşük değer polivinil siloksana ait olduğu görülmektedir. Bu bulgular literatürdeki diğer çalışmalarla uyum göstermektedir.

Tan deltanın azalma hızı polimerizasyon reaksiyonunun başlama hızı ve malzemenin “snap-set” özelliği göstermesi ile ilgilidir. Tan deltanın başlangıç indüksiyon periyodunun ardından hızla azalması özellikle polieter ölçü malzemesinde daha belirgin olup literatürü destekler niteliktedir (El Deeb ve ark., 2011, McCabe ve Arikawa, 1998). Polieter esaslı malzemenin tan deltanın neredeyse sabit kaldığı uzun bir indüksiyon periyodu mevcuttur. Bu periyoddaki tan delta değerleri polivinil siloksana göre daha yüksektir. Bu durum polieterin başlangıçta akışkan, plastik bir karakterde olduğunu göstermektedir. Klinik açıdan, erken dönemde yapısında elastisite gelişen bir ölçü maddesinin ağıza yerleştirilirken distorsiyona uğrama ihtimali yüksek olduğundan, tan deltanın sabit kaldığı ve plastisitenin korunduğu bu uzun indüksiyon periyodu polieteri avantajlı hale getirmektedir.

Farklı sıcaklıklarda polimerizasyon esnasında ölçü malzemelerinin reolojik özelliklerinin izlendiğinde, sıcaklıktaki artışla beraber sertleşmenin hızlandığı, ölçü maddesinin yapısında elastisitenin daha hızlı geliştiği görülmektedir (Berg ve ark., 2008; Pae ve ark., 2008). Tan deltanın azalma hızı 37°C'de en yüksek olup, sıcaklığın azalmasıyla giderek azalmaktadır. Bu da yüksek sıcaklığın ölçü maddesinin sertleşme hızını önemli ölçüde arttırdığını göstermektedir. Bu bulgular literatürdeki diğer sıcaklık-tan delta özellik ilişkisini inceleyen çalışmalarla benzerdir.

Depolama modülü (G') değerinde zamanla meydana gelen artış, çapraz bağlanma reaksiyonunun bir neticesidir ve maddenin yapısında elastik özelliklerin geliştiğini gösterir. Çalışmamızda, her bir ölçü malzemesinin karıştırılmasından itibaren polimerizasyon boyunca depolama modülü değerlerinin anlamlı olarak arttığı görülmüştür. Bu durum, başlangıçta plastik halde olan malzemenin giderek katı benzeri bir hale geçtiğini göstermektedir (Mc Cabe ve Arikawa, 1998; Berg ve ark., 2008; German ve ark., 2008; McCabe ve Carrick, 1989).

Diğer malzemelerin depolama modülü değerleri, başlangıçtan bitime yavaş yavaş artış gösterirken, polivinil siloksanın çalışma zamanının sonuna kadar hızla arttıktan sonra, çalışma zamanı bitimi civarında birden plato evresine geçip sabit bir depolama modülü değerinde seyrettiği gözlenmiştir. Klinik olarak bu durum, malzemede çalışma zamanı içinde hızla elastisite geliştiğini ve bu süreden sonra ağıza yerleştirilmeye çalışılırsa ölçüde distorsiyonların meydana gelebileceğini düşündürmektedir. Polivinil siloksan ölçü maddesi en yüksek başlangıç depolama modülü değerlerine sahip olup, polieterler ve vinilpolieter silikon arasında anlamlı fark yoktur.

Çalışma zamanının sonuna gelindiğinde polivinil siloksan ölçü malzemesi polieter ve vinilpolieter silikona göre anlamlı ölçüde daha yüksek depolama modülü değerleri (0,074 MPa) gösterirken, en düşük değerler vinil polieter silikona (0,017 MPa) aittir. Bu aşamada ölçü maddesinde yüksek depolama modülü değeri, ölçü maddesi henüz visköz de olsa yapısında elastik özellikler geliştiğinin göstergesidir. Ölçü maddesi kaşığa yüklenip ağıza yerleştirilmeden önce elastisite gelişimi, ölçünün yerleştirilmesi esnasında distorsiyonlara yol açabilmektedir. Dolayısıyla çalışma

zamanının hemen sonunda düşük depolama modülü değerleri klinik açıdan distorsiyon riskini en aza indireceğinden, bu açıdan en avantajlı malzeme vinil polieter silikon, daha sonra düşük viskoziteli polieter ve konvansiyonel polieter olarak görünmektedir.

Ölçümün sonuna gelindiğinde, en yüksek depolama modülü değeri vinil polieter silikona ve polieter, en düşük değer de düşük viskoziteli polieter aittir. Bu bulgular, orta kıvamlı polieter ölçü maddelerinin, orta kıvamlı polivinil siloksan ölçü maddelerine göre daha yüksek son sertliği gösterdiğini söyleyen El Deeb ve arkadaşları (2011) ile Berg ve arkadaşlarının (2003) bulgularıyla benzerlik göstermektedir. Sertleşme tamamlandıktan sonraki yüksek depolama modülü değeri, klinik olarak özellikle andırkatların ve mobil dişlerin varlığında, ölçünün ağızdan çıkarılmasında ve ayrıca laboratuvarında ölçünün dökülen modelden ayrılmasında zorluklar yaşanabileceğini işaret etmektedir. Vinil polieter silikon ölçü malzemesiyle çalışılırken bu bulgu göz önünde bulundurulmalıdır.

Depolama modülü değerlerinin sıcaklıkla ilişkisine bakıldığında, vinil polieter silikonun üç sıcaklıktaki artışı polimerizasyon boyunca paralel seyretse de son ulaştığı maksimum değer sıcaklıkla artmıştır. Polieter ve düşük viskoziteli polieter depolama modülleri de sıcaklıkla artma eğilimi göstermiştir. Vinil polisiloksanda ise 25°C ve 33°C'deki değerler arasında belirgin fark yokken, 37°C'de son depolama modülü değeri oldukça yüksek izlenmiştir. Sıcaklıkla artma eğilimi, Berg ve arkadaşlarının bulgularıyla uyumludur. Ancak grafiksel olarak izlenmiş olmakla birlikte, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bunun nedeninin istatistiksel açıdan örnek miktarının az olmasına bağlı olarak, standart sapma oranının yüksek olması olduğu düşünülmektedir.

McCabe ve Arikawa, 1998 yılında yaptıkları çalışmada, polieter, polivinil siloksan, kondansasyon silikon ve polisülfid ölçü maddelerinin karıştırılmadan önce ve karıştırıldıktan sonraki reolojik özelliklerini 23°C ve 37°C sıcaklıklarda incelemişlerdir. Karıştırılmadan baz ve katalizörler üzerinde yapılan testlerde, kayma hızındaki artış ile viskozitenin azaldığı, dolayısıyla bu maddelerin “pseudoplastik” özellik gösterdiği belirtilmiştir. Karıştırılmış maddelerin polimerizasyon esnasındaki ölçümlerinde, polivinil siloksan ölçü maddesinin karıştırılmasından hemen sonra

elastik özellikler geliştirdiği, polieter ve kondansasyon silikonda tan deltada zamanla meydana gelen azalmanın diğer ölçü maddelerine göre daha az olduğu bulunmuştur. Özellikle polieterin karıştırıldıktan sonra bir süre plastik halde kaldığı dikkat çekmiştir.

El Deeb ve arkadaşları 2011 yılında yaptıkları çalışmada, polieter esaslı malzemenin tan delta değerinin neredeyse sabit kaldığı uzun bir indüksiyon periyoduna sahip olduğunu belirtmiştir. Bu periyoddaki tan delta değerleri polivinil siloksana göre daha yüksektir. Bu durum polieterin başlangıçta akışkan, plastik bir karakterde olduğunu göstermektedir. Çalışmamızın bulguları da polieterin diğer üç gruptan farklı olarak bu başlangıç indüksiyon periyoduna sahip olduğunu göstermekte olup, literatürü destekler niteliktedir. Klinik açıdan, erken dönemde yapısında elastisite gelişen bir ölçü maddesinin ağıza yerleştirilirken distorsiyona uğrama ihtimali yüksek olduğundan, tan deltanın sabit kaldığı ve plastisitenin korunduğu bu uzun indüksiyon periyodu polieteri avantajlı hale getirmektedir.

German ve arkadaşları, 2008 yılında yaptıkları çalışmada orta yoğunlukta polivinilsiloksan ve polieter ölçü maddelerinin 23°C’de viskozite, tan delta ve elastik modulus değerleri karşılaştırılmış ve hidrofilite ile ilişkisini değerlendirilmişlerdir. Çalışmanın bulguları reolojik özelliklerin final ölçünün kalitesini anlamlı oranda etkilediğini, reolojik parametreler ile hidrofilite arasında ilişki bulunduğunu öne göstermektedir. Ayrıca polieter ölçü maddesinin diğerlerine göre en hızlı sertleşme reaksiyonu gösteren malzeme olduğu, bununla birlikte başlangıç tan delta değerlerinin diğer polivinil siloksan esaslı malzemelere göre anlamlı ölçüde daha yüksek olduğu saptanmıştır.

Lee ve Lee 2012 yılında yaptıkları çalışmada düşük yoğunluklu polivinil siloksan ölçü malzemelerinde 25°C ve 32°C’de karıştırılmadan önce kayma gerilimi ve viskozitesini, karıştırıldıktan sonra sertleşme boyunca depolama modülü, kayıp modülü ve tan delta değerlerini incelemiştir. Karıştırılmadan önce bütün malzemelerin “pseudoplastik” özellik gösterdiğini belirtmişlerdir. Karıştırılmadan sonra, her bir materyalin depolama modülü değerlerinde artış görülmüş olup bir süre sonra plato evresine ulaşmıştır. Tan delta değerleri de zamanla hızla azalmıştır. Test

süresinin sonunda ulaşılan final depolama modülü değerlerinin fazla oluşu o malzemenin inorganik doldurucu içeriğinin fazlalığı ile bağdaştırılmıştır.

Berg ve arkadaşları, 2003 yılında yaptıkları çalışmada düşük ve orta yoğunluktaki polivinil siloksan ve polieter ölçü maddelerinin reolojik özelliklerini 25°C, 29°C, 33°C ve 37°C’de inceleyerek sıcaklığın reolojik özellik üzerine etkisini araştırmışlardır. İki farklı polivinil siloksan ölçü maddesi ve beş farklı polieter esaslı ölçü maddesi depolama modülü ve tan delta değerleri polimerizasyon esnasında zamanın bir fonksiyonu olarak izlenmiştir. Bu malzemelerden üçü için aynı reolojik parametreler 25°C, 29°C, 33°C ve 37°C’de test edilmiş ve malzemelerin reolojik özelliklerinin sıcaklıkla değişimi analiz edilmiştir. Farklı sıcaklıklarda yapılan ölçümler reolojik parametrelerin sıcaklıktan önemli derecede etkilendiğini ortaya koymuştur. Karıştırmanın başlangıcından itibaren depolama modülü değerleri anlamlı olarak artmıştır. Çalışma zamanına gelindiğindeki depolama modülü değerleri 25°C’de polivinil siloksan için 0,365 MPa, düşük viskoziteli polieter için 0,522 MPa, polieter için 0,529 MPa olarak ölçülmüştür. 33°C’de bu değerler polivinil siloksan için 0,356 MPa, düşük viskoziteli polieter için 0,452 MPa, polieter için 0,480 MPa olarak ölçülmüştür. 37°C’de ise polivinil siloksan için 0,349 MPa, düşük viskoziteli polieter için 0,403 MPa, polieter için de 0,484 MPa değerlerinde ölçülmüştür.

Klinik açıdan sertleşme tamamlandıktan sonraki depolama modülü değeri, maddenin son halinin esneme kapasitesi hakkında bilgi vermektedir. Daha düşük depolama modülü, daha esnek malzeme anlamına gelmektedir. 33°C ve 37°C’lerde bu durum ölçünün ağızdan, örneğin andırkatlı alanlardan daha kolay çıkarılması anlamına gelirken 25°C’de ise laboratuvar ortamından ölçünün alçı modelden ayrılmasının kolaylığını sağlamaktadır.

Berg ve arkadaşlarının çalışmasından ulaşılan son depolama modülü değerleri, 25°C’de polivinil siloksan için 0,921 MPa, düşük viskoziteli polieter için 1,457 MPa, polieter için 1,473 MPa olarak ölçülmüştür. 33°C’de polivinil siloksan için 1,00 MPa, düşük viskoziteli polieter için 1,687 MPa, polieter için 1,797 MPa olarak bulunmuştur. 37°C’de ise polivinil siloksan için 1,05 MPa, düşük viskoziteli polieter için 1,667 MPa, polieter için de 1,863 MPa olarak ölçülmüştür. Sertleşme

tamamlandığında, düşük viskoziteli polieter, geleneksel polietera göre biraz daha esneme kapasitesine sahipken, hem oda sıcaklığı hem de ağız sıcaklıklarında polivinil siloksanın her iki polietera göre anlamlı olarak daha fazla esneme kapasitesine sahip olduğu bulunmuştur. Bu durumda, özellikle geniş andırkatların, mobil dişlerin veya modelde küçük, ince dayaların bulunduğu durumlarda polivinil siloksanın tercih edilebilir bir malzeme olduğu söylenebilir.

Polivinil siloksan esaslı ölçü maddelerinin son ve en yüksek depolama modülü değerlerine 400 saniyenin altında ulaştığı görülürken, polieterin depolama modülü değerlerinin ölçüm bittiğinde dahi yavaş yavaş artmakta olduğu gözlenmiştir. Bu da 900 saniyenin sonunda çapraz bağlanma reaksiyonunun devam ettiğini göstermektedir. Bu bulgular polieterin, polivinil siloksana göre anlamlı derecede daha yüksek kütle kaybına uğradığını ve bu kütle kaybının saatler boyunca devam ettiğini belirten literatürdeki diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Berg ve ark., 2003). Ölçümün başlangıcındaki tan delta değerleri polieter için en yüksek olup en sıvı benzeri davranışı ifade etmekteyken, polivinil siloksanın düşük başlangıç tan delta değerleri karıştırılmanın hemen ardından bu malzemenin rijit, katı benzeri karaktere sahip olduğunu göstermektedir.

Martinez ve arkadaşları, 2001 yılında yaptıkları çalışmada iki düşük viskoziteli polivinil siloksan ölçü maddesinin karıştırılmadan önceki viskozitelerini, 32°C sıcaklıkta koni-plaka geometrisine sahip bir dinamik gerilim reometre ile giderek artan kayma gerilimleri altında incelemiştir. Her iki malzemenin viskoziteleri kayma hızındaki artışa bağlı olarak azalmış olup, malzemelerin tiksotropik özellikte olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte, iki malzemenin reolojik özellikleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bu farklılığın ölçü maddelerinin formülasyonlarındaki doldurucu partiküllerin tipi ve konsantrasyonundaki değişiklikten kaynaklanabileceği belirtilmiştir (Martinez ve ark., 2001).

Duman, 2002 yılında yaptığı çalışmada ölçü malzemelerinin karıştırılmasından itibaren polimerizasyonu boyunca yapılan ölçümlerde viskozitede en hızlı artışın polivinil siloksanda, daha sonra kondansasyon silikonda ve en yavaş artışın polieterde olduğunu belirtmiştir. Bu bulgular çalışmamızın bulgularıyla benzerlik göstermektedir. Polivinil siloksan ölçü maddesinin karıştırıldıktan hemen sonraki

yüksek tan delta değerleri daha akışkanımsı olduğuna işaret ederken, polieter ölçü maddesi ise daha düşük tanjant delta değeriyle elastikimsi özellikler göstermiştir. Bu bulgular başlangıç tan delta değerinin polivinil siloksan da en düşük olduğunu gösteren çalışmamızın bulgularıyla farklılık göstermektedir. Bu farklılığın nedeni bu çalışmada ölçümlerin sadece 37°C’de yapılmış olup, dental kullanım esnasında ölçü malzemesi karıştırıldıktan hemen sonra oda sıcaklığında bulunduğu için bu değerlendirmenin yüksek sıcaklıkta gerçekleştirilmiş olması olabilir.

Pae ve arkadaşları 2008 yılında yaptıkları çalışmada, polieter esaslı olan materyalin polivinil siloksana göre daha yüksek tan delta değerleri ve daha düşük depolama modülü değerleri gösterdiğini belirtmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre polieter daha esnek bir malzeme olup, literatürde geleneksel polieterin sertleşme esnasında ve tamamlandığında daha rijit özellik gösterdiğine dair bulgularla çelişmektedir. Bu durumun karıştırılmanın başlamasından itibaren teknik gereksinimler nedeniyle 30 saniyeden daha kısa süre içinde ölçümlerin başlatılmaması, salınım genliğinin lineer viskoelastik sınırlar içinde kalmak adına düşük tutulması gibi kısıtlamalar nedeniyle ortaya çıkmış olabileceği belirtilmiştir.

2013 yılında Topcu ve arkadaşlarının yaptığı, polivinil siloksan esaslı bir ölçü maddesinde reolojik özelliklerin değerlendirilmesi konulu çalışmada, 23°C’de yapılan ölçümlerde viskozitedeki ( $\eta$ ) artışın 33°C ve 37°C’deki artışa göre daha yavaş gerçekleştiği, sıcaklık arttıkça viskozite artışının daha hızlı olduğu gözlenmiştir. Başlangıçta en yüksek değerinde olup polimerizasyon reaksiyonu boyunca giderek azalan tan delta değerleri ( $\delta$ ), en yüksek 23°C’deki ölçümlerde elde edilmiştir. Bu ölçü malzemesi aljinat alternatifi olarak piyasaya sürülmüş ve bu çalışmamızda kullandığımız polivinil silokсандan daha hızlı sertleşme gösteren farklı yapıda bir malzeme olduğu için bulgular farklılık gösterse de, artan sıcaklık ile viskozite artışının ve tan deltadaki azalma hızının artması, çalışmamız ile uyum göstermektedir (Topcu ve ark., 2013).

Reolojik özellikler bakımından aynı şartlar altında test edilen farklı formülasyondaki maddeler arasında depolama modülü, viskozite ve tan delta değerlerinde farklılıklar oluşmuştur. Martinez ve arkadaşları, 2001 yılında yaptıkları çalışmada iki düşük viskoziteli polivinil siloksan ölçü maddesinin reolojik özellikleri arasındaki

farklılığın ölçü maddelerinin formülasyonlarındaki doldurucu taneciklerin tipi ve konsantrasyonundaki değişiklikten kaynaklanabileceği belirtilmiştir (Martinez ve ark., 2001).

Polimerlerin akış özelliğini etkileyen önemli yapısal değişikliğin, molekül ağırlığı veya zincir uzunluğu olduğu, molekül ağırlığı arttıkça, hareket eden zincirlerin viskoziteyi arttırdığı ve küçük tanecikler monomerle daha çabuk doyararak daha yüksek viskozite gösterirken, büyük taneciklerin daha düşük viskozite gösterdiği belirtilmektedir. Bu bağli olarak polimerlerin yapısal özelliklerinin maddelerin reolojik özelliklerini tayin etmek için doğrudan etkili olduğu ve tanecik büyüklüğü dağılımındaki değişikliklerle reolojik özelliklerin uyumlanmasının mümkün olduğu ifade edilmektedir.

Test edilen elastomerik ölçü maddelerinin reolojik ve akış özelliklerinin sıcaklıktaki değişimlerden etkilendiği, baz ve aktivatör bileşenlerinin kolay karıştırılması, karışımın ayrıntı bölgeler içine akması, ve sertleştikten sonra ağızdan uzaklaştırılırken deforme olmaması için esnemesi gibi reolojik özellikleri bakımından değerlendirildiğinde, en iyi sonuçların vinil polieter silikon ve polieter ölçü maddelerinde alındığı sonucuna varılmıştır.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda son yıllarda kullanılan en güncel elastomerik ölçü maddelerinde polivinil siloksan (Variotime), polieter (Monophase), düşük viskoziteli polieter (Soft monophase), ve vinil polieter silikon (Exa'lence), karıştırıldıktan sonra sertleşme reaksiyonu boyunca 25°C, 33°C ve 37°C'de depolama modülü, tan delta ve viskozite parametreleri ölçülmüştür. Bu malzemelerin reolojik özellikleri birbirleriyle ve kendi içlerinde farklı sıcaklıklarda karşılaştırılmıştır. Bu değerlendirmeler ışığında;

- 1) Depolama modülü değerleri açısından değerlendirdiğimizde; 25°C'de en yüksek başlangıç depolama modülü polivinil siloksana ait olup, bunu vinil polieter silikon, polieter ve düşük viskoziteli polieter takip etmektedir. Çalışma zamanının sonuna gelindiğinde, 25°C'de ve 33°C'de en yüksek depolama modülü değerleri polivinil siloksanda görülmüş olup, polieter, düşük viskoziteli polieter ve vinil polieter silikon izlemektedir. Bu aşamada malzemede depolama modülünün yüksek olması, klinik kullanım esnasında malzeme akışkan da olsa yapısında elastik özelliklerin geliştiğini ve ağıza yerleştirme esnasında distorsiyona uğrayabileceğini göstermektedir. Çalışma zamanının sonunda, 25°C ve 33°C'de depolama modülü en düşük olan vinil polieter silikon bu açıdan en avantajlı ölçü maddesi olarak gözükmekte olup, onu da düşük viskoziteli polieter ve polieter takip etmektedir.
- 2) Ulaşılan maksimum depolama modülü değeri 33°C'de ve 37°C'de vinil polieter silikona ait olup bunu polieter, polivinil siloksan ve düşük viskoziteli polieter takip etmektedir. Sertleştikten sonra yüksek depolama modülü ölçünün yüksek elastik kapasitesine işaret etmekte olup, ağızdan bozulmadan çıkarılması açısından istenen bir durumdur. Depolama modülü değerleri açısından bakıldığında klinik olarak en iyi sonuçlar vinil polieter silikon ölçü malzemesine ait olarak gözükmektedir.
- 3) Tan delta değerleri açısından değerlendirdiğimizde; 25°C'de başlangıç tan delta değeri en yüksek olan ölçü maddesi vinil polieter silikon olup, polieter ve düşük viskoziteli polieter ile yakın değerler gösterdiği, en düşük başlangıç

tan delta değerinin polivinil siloksana ait olduğu görülmektedir. Polivinil siloksanın çok hızlı elastik özellikler geliştirdiği klinik kullanım esnasında dikkate dilmesi gereken bir noktadır. Polieter l maddesinde ise diğerlerinden farklı olarak başlangıçta yüksek bir tan delta değerinde uzun bir süre seyrettiğini daha sonra diğerlerine göre daha geç azaldığı görülmüştür. Başlangıçta uzun süre akışkan karakterini koruması ve yapısında elastik özelliklerin geç meydana gelmesi bu ölçü malzemesini özellikle ölçü alma süresinin uzun süreceği klinik durumlarda daha tercih edilebilir kılmaktadır. Dolayısıyla karıştırmanın ardındaki süreçte akışkan özelliğini uzun süre koruması açısından polieter ölçü maddesi en avantajlı olarak görülmektedir.

- 4) alışma zamanının sonunda ulaşılan tan delta değerleri 25°C'de ve 33°C'de en yüksek vinil polieter silikonda, daha sonra polieterde, düşük viskoziteli polieterde ve polivinil siloksan görülmüştür. Çalışma zamanının sonunda yüksek tan delta değeri malzemenin hala akışkan karakterini koruduğu ve lastikleşmenin tam olarak başlamadığını ifade etmektedir. Klinikte bu aşamada ölçü maddesi ağıza yerleştirileceği için hem detay bölgelerde ayrıntılı bir ölçü elde etmek için belirli bir miktar akışkan olması, hem de kaşıktan akıp gitmemesi için bir miktar elastik özelliğin de yapısında gelişmiş olması idealdir. Bu açıdan bakıldığında polieter ve düşük viskoziteli polieter en avantajlı malzemeler olarak görülmektedir.
- 5) lmn başlangıcında, 25°C'de en yüksek viskozite değerleri polivinil siloksan ölçü maddesine aittir. Bunu sırasıyla polieter, düşük viskoziteli polieter ve vinil polieter silikon takip etmektedir. Sertleşme tamamlandıktan sonraki ulaşılan maksimum viskozite değeri 33°C ve 37°C'de en yüksek vinil polieter silikonda, en düşük de düşük viskoziteli polieterde görülmüştür. Bu da, vinil polieter silikonda ölçü sertleştikten sonra ağızdan çıkarılmada zorluklara ve bu aşamada meydana gelebilecek distorsiyonlar açısından dikkatli olunması gerektiğini göstermektedir.

- 6) Kullanılan bütün ölçü maddelerinde, depolama modülünde, tan deltada ve kompleks viskozite değerlerinde, sıcaklıktan etkilenme eğilimi izlenmiş olup, bu sonuç klinik olarak anlamlı olmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak bu ölçü maddelerinin klinik kullanımlarında sıcaklığın etkisi göz ardı edilmemelidir.
- 7) Vinil polieter silikon ölçü maddesi ile yapılan çalışmaların kısıtlı oluşu, sonuçlarımızı diğer çalışmalarla karşılaştırma imkanını sınırlandırır da, bizim çalışmamızın bu ölçü malzemesi ile ileride yapılacak in vitro çalışmalara ışık tutmasını amaçlamaktayız.
- 8) Elde edilen bütün veriler sonucunda, klinik sıcaklık değişimleriyle birlikte, ölçünün karıştırılma aşamasında, çalışma zamanının sonunda ağıza yerleştirilirken ve sertleşme tamamlandıktan sonra gösterdikleri karakteristik özellikleri nedeniyle vinil polieter silikon (Exa'lence) ve polieterin (Monophase) reolojik açıdan en avantajlı ölçü maddeleri oldukları sonucuna ulaşılmıştır.

## ÖZET

### Farklı Yapıdaki Elastomerik Ölçü Maddelerinin Değişik Isılardaki Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızın amacı, günümüzde sıklıkla tercih edilen, tek aşamalı orta yoğunlukta bazı elastomerik ölçü maddelerinin çalışma zamanı ve sertleşme zamanı süresince, reolojik özelliklerindeki ve viskoelastik davranışlarındaki değişimlerin gözlenmesi ve bu değişimlerin farklı sıcaklık derecelerinde karşılaştırılmasıdır.

Her biri orta yoğunlukta olan polivinil siloksan (Variotime), polieter (Monophase), düşük viskoziteli polieter (Soft monophase) ve vinil polieter silikon (Exa'lence) ölçü malzemelerinin reolojik özellikleri gerilim kontrollü salınımlı bir reometre ile izotermal kütleme modunda 25°C, 33°C ve 37°C sıcaklıklarda ölçülmüştür. Ölçü karıştırılır karıştırılmaz hemen başlayan ölçümler sertleşme reaksiyonu boyunca devam etmiş ve toplamda 12 dakika boyunca her bir sıcaklıkta depolama modülü ( $G'$ ), tan delta ( $\tan\delta$ ) ve kompleks viskozite ( $\eta'$ ) parametreleri ölçülerek karşılaştırılmıştır.

Elde edilen bulgular doğrultusunda kullanılan bütün ölçü maddelerinde, depolama modülünde, tan deltada ve kompleks viskozite değerlerinde, sıcaklıktan etkilenme eğilimi izlenmiş olup, bu sonuç klinik olarak anlamlı olmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ölçünün karıştırılma aşamasında, çalışma zamanının sonunda ağıza yerleştirilirken, ve sertleşme tamamlandıktan sonra gösterdikleri karakteristik özellikleri nedeniyle açıdan vinil polieter silikon (Exa'lence) ve polieterin (Monophase) reolojik açıdan en avantajlı ölçü maddeleri oldukları sonucuna ulaşılmıştır.

**Anahtar Sözcükler:** elastomerik ölçü maddeleri, polieter, polivinil siloksan, reoloji, vinil polieter silikon.

## SUMMARY

### **Evaluation of Rheological Properties of Different Elastomeric Impression Materials Under Various Temperatures**

The purpose of our study is to investigate the changes in the rheological properties and viscoelastic behaviour of monophasic medium consistency elastomeric impression materials that are widely preferred recently, and to compare these changes under different temperatures.

The rheological properties of medium consistency polyvinyl siloxane (Variotime), polyether (Monophase), low-viscosity polyether (Soft monophasic) and vinyl polyether silicone (Exalence) impression materials are investigated using an oscillating controlled-stress rheometer in isothermal curing mode, under 25°C, 33°C and 37°C temperatures. The experiments started immediately after mixing of the materials and continued throughout the polymerization reaction and lasted a total time period of 12 minutes, in which the parameters storage modulus ( $G'$ ), tan delta ( $\tan\delta$ ) and complex viscosity ( $\eta'$ ) were measured and compared.

According to the results of the study, for all the impression materials that are used the storage modulus, tan delta and complex viscosity showed a tendency of changing with temperature, whereas the differences with the temperature change were not statistically significant. The characteristics of vinyl polyether silicone (Exalence) and polyether (Monophase) during the mixing state, the insertion to the mouth state and after the polymerization showed that they are rheologically and clinically the most advantageous of the impression materials tested.

**Key Words:** elastomeric impression materials, polyether, polyvinyl siloxane, rheology, vinyl polyether silicone.

## KAYNAKLAR

- ABUASI, H.A., McCABE, J.F., CARRICK, T.E., WASSELL, R.W. (1993). Displacement Rheometer: a method of measuring working time and setting time of elastic impression materials. *J. Dent.*, **21**: 360-366.
- ACARTÜRK, F., AĞABEYOĞLU, İ., ÇELEBİ, N., DEĞİM, T., DEĞİM, Z., DOĞANAY, T., TAKKA, S., TIRNAKSIZ, F. (2007). Modern Farmasötik Kimya. Türk Eczacılar Birliği Eczacılık Akdemisi Yayınları. Bölüm 21.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. (1977). Revised american dental association specification no:19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. *J. Am. Dent. Assoc.*, **94**: 733-741.
- ANUSAVICE, K.J. (2003) Impression Materials. In: Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed. Saunders Co. Missouri, p.205-230.
- BARNES, H.A., HUTTON, J.F., WALTERS, K. (1998). An Introduction to Rheology, 6<sup>th</sup> Ed., Elsevier Science, Amsterdam.
- BERG, J.C., JOHNSON, G.H., LEPE, X., ADAN-PLAZA, S. (2003). Temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. *J. Prosthet. Dent.*, **90**: 150-61.
- BEUN, S., BAILLY, C., DABIN, A., VREVEN, J., DEVAUX, J., LELOUP, G. (2009). Rheological properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA flowable resin composites with various macrofiller/microfiller ratio. *Dent Mater.*, **25(2)**: 198-205.
- BEUN, S., BAILLY, C., DEVAUX, J., LELOUP, G. (2008). Rheological properties of flowable resin composites and pit and fissure sealants. *Dent Mater.*, **24(4)**: 548-55.
- BRADEN, M. (1967). Viscosity and consistency of impression rubbers. *J. Dent. Res.*, **46**: 429-433.
- BRADEN, M., ELLIOTT, J.C. (1966). Characterization of the setting process of silicone dental rubbers. *J. Dent. Res.*, **45(4)**: 1016-1023.
- BROWN, D. (1981). An update on elastomeric impression materials. *Br. Dent. J.*, **151(20)**: 35-41.
- CHAI, J., PANG, I. (1994). A study of the "thixotropic" property of elastomeric impression materials. *Int. J. Prosthodont.* **7**: 155-58.
- CHAI, J., PANG, I., LEONG, D., KIM, J.E., TORRES, P. (1993). An investigation of the rheological properties of 10 vinyl-polysiloxane impression materials. *J. Prosthodont.*, **2**: 167-173.

- CHANG, S.W., LEE, Y.K., ZHU, Q., SHON, W.J., LEE, W.C., KUM, K.Y., BAEK, S.H., LEE, I.B., LIM, B.S., BAE, K.S. (2014). Comparison of the rheological properties of four root canal sealers. *Int J Oral Sci.*, **33**: 1-6.
- CIESCO, J.N., MLAONE, W.F., SANDRIK, J.L. (1981). Comparison of elastomeric materials used in fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, **45**: 89-94.
- COMBE, E.C., MOSER, J.B. (1978). The rheological characteristics of elastomeric impression materials. *J. Dent. Res.*, **57(2)**: 221-226.
- COMBE, E. C., WATTS, D. C., AND GREENER, E. H. (1981). The rheological properties of polyelectrolyte cements. I. polycarboxylates. *J. Oral Rehabil.*, **8**: 55-60.
- COOK, W.D. (1982). Rheological studies of the polymerization of elastomeric impression materials. III. Dynamic stress relaxation modulus. *J. Biomed. Mater. Res.*, **16**: 345-357.
- CRAIG, R. G. (1996). Restorative Dental Materials. "10th Ed.", St Louis: Mosby Company.
- CRAIG, R. G., POWERS, J. M., WATAHA, J. C. (2004). Dental Materials Properties and Manipulation. " 8th Ed.", USA: Mosby Publishers.
- DESPHANDE, A.P., KRISHNAN, J.M., KUMAR, P.B.S. (2010). Rheology of Complex Fluids. Springer, Chapter 8.
- DUMAN, A.N. (2002). Elastomerik esaslı bazı ölçü maddelerinin reolojik özelliklerinin değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- EL DEEB, M.E.S., WALY, G.H., HABIB, N.E.D.A. (2011). Evaluation of rheological properties of two elastomeric impression materials during working time. *J. Am. Sci.*, **7(12)**: 94-100.
- ENKLING, N., BAYER, S., TOHREN, P., MERICSKE-STERN, R. (2012). Vinylsiloxanoether: a new impression material. clinical study of implant impressions with vinylsiloxanoether versus polyether materials. *Clin. Implant. Dent. R.*, **14(1)**: 144-151.
- EYRE, D., VAN NOORT, R., ELLIS, B. (1989). The rheology of silicone rubber impression materials. *J. Dent.*, **17**: 171-176.
- GALFAT, D., MOTWANI, THOMBARE, R.U., PAKHAN, A.J. (2014). Evaluating the flow characteristics of elastomeric impression materials used in fixed partial denture and their ability to record available gingival sulcus depth – an in-vitro study. *Natl. J. Med. Dent. Res.*, **2(2)**: 11-16.

- GAMBARINI, G., TESTARELLI, L., PONGIONE, G. (2006). Radiographic and rheological properties of a new endodontic sealer. *Aust. Endod. J.*, **32(1)**: 31–34.
- GERMAN, M.J., CARRICK, T.E., McCABE, J.F. (2008). Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent. Mater.*, **24**: 951-56.
- GIORDANO, R. (2000). Impression materials: basic properties. *Gen. Dent.*, **48**: 510-516.
- GOLDBERG, A.J. (1974). Viscoelastic properties of silicone, polysulfide and polyether impression materials. *J. Dent. Res.*, **59**: 795-799.
- GÜNDÜZ, Z. (2010). Kaolinit/Silikon yağı pastaların reolojik özelliklerinin araştırılması. Doktora Tezi, Balıkesir Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü.
- HAMALIAN, T.A., NASR, E., CHIDIAC, J.J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure. *J. Prosthodont.*, **20**: 153-160.
- HARCOURT, J.K. (1978). A review of modern impression materials. *Aust. Dent. J.*, **23(2)**: 178-186.
- HERFORT, T.W., GERBERICH, W.W., MACOSKO, C.W., GOODKIND, R.J. (1977). Viscosity of elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent.*, **38**: 396-404.
- INOUE, K., WILSON, H.J. (1978). Viscoelastic properties of elastomeric impression materials I. A method of measuring shear modulus and rigidity during setting. *J. Oral. Rehabil.*, **5**: 89-94.
- JAMANI, K.D., FAYYAD, M.A., HARRINGTON, E., WILSON, H.J. (1988). Temperature changes of materials during impression taking. *Br. Dent. J.*, **165**: 129-132.
- JAMANI, K.D., HARRINGTON, E., WILSON, H.J. (1989). Consistency, working time and setting time of elastomeric impression materials. *J. Oral Rehabil.*, **16(4)**: 353-66.
- KAPLAN, A.E., ORMAECHEA, M.F., PICCA, M., CANZOBRE, M.C., UBIOS, A.M. (2003). Rheological properties and biocompatibility of endodontic sealers. *Int. Endod. J.*, **36(8)**: 527-32.
- KES, M., POLAT, H., KELESOGLU, S., POLAT, M., AKSOY, G. (2009) Determination of the particle interactions, rheology and the surface roughness relationship for dental restorative ceramics. *J Eur Ceram Soc.*, **29(14)**: 2959-67.

- KIM, K., CRAIG, R.G., KORAN III, A. (1992). Viscosity of monophasic addition silicones as a function of shear rate. *J. Prosthet. Dent.*, **67**: 794-798.
- KIM, M.H., MIN, S.H., FERRACANE, J., LEE, I.B. (2010) Initial dynamic viscoelasticity change of composites during light curing. *Dent Mater.*, **26(5)**: 463-70.
- KÖKSAL, M. (2012). Elastomerik malzemelerin dinamik karakteristiklerinin teorik ve deneysel incelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü.
- KYOUNG, N.K., CRAIG, R.G., KORAN, A. (1992). Viscosity of monophasic addition silicones as a function of shear rate. *J. Prosthet. Dent.*, **67(6)**: 794-798.
- LACEY, S., PITT FORD, T.R., WATSON, T.F. (2005). A study of the rheological properties of endodontic sealers. *Int Endod J.*, **38(8)**: 499–504.
- LAWSON, N.C., BURGESS, J.O., LITAKER, M.S. (2008). Tensile elastic recovery of elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent.*, **100**: 29-33.
- LEE, H., LEE, I. (2012). Rheological properties of polyvinylsiloxane impression materials before mixing and during setting related to handling characteristics. *Korea-Aust. Rheol. J.*, **24(3)**: 211-19.
- LEE, I.B., CHO, B.H., SON, H.H., UM, C.M. (2007). Rheological characterization of composites using a vertical oscillation rheometer. *Dent. Mater.*, **23(4)**: 425-32.
- LEE, I.B., MIN, S.H., KIM, S.Y., FERRACANE, J. (2010). Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dent Mater.*, **26(5)**: 443-8.
- LEFORESTIER, E., DARQUE-CERETTI, E., PEITI, CH., BOUCHARD, P-O., BOLLA, M. (2010). Determining the initial viscosity of 4 dentinal adhesives. Relationship with their penetration into tubuli. *Int J Adhes Adhes.*, **30**: 393-402.
- LORTON, L., MOORE, B.K., SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W. (1980). Rheology of luting cements. *J Dent Res.*, **59**: 1486-92.
- MANSFIELD, M.A., WILSON, H.J. (1972). Elastomeric impression materials. A comparison of methods for determining working and setting times. *Br. Dent. J.*, **132(3)**: 106-10.
- MARTINEZ, J.E., COMBE, E.C., PESUN, I.J. (2001). Rheological properties of vinyl polysiloxane impression pastes. *Dent Mater.*, **17**: 471-76.
- McCABE, J.F., BOWMAN, A.J. (1981). The rheological properties of dental impression materials. *Brit Dent J.*, **151**: 179-183.

- McCABE, J.F., CARRICK, T.E. (1989). Rheological properties of elastomers during setting. *J. Dent. Res.*, **68(8)**: 1218-1222.
- McCABE, J.F., CARRICK, T.E. (1990). Onset of elasticity in setting elastomers. *J. Dent. Res.*, **69(9)**: 1573-1575.
- McCABE, J.F., ARIKAWA, H. (1998). Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting. *J. Dent. Res.*, **77(11)**: 1874-1880.
- McMILLAN, L.C., DARVELL, B.W. (2000). Rheology of dental waxes. *Dent. Mater.*, **16(5)**: 337-50.
- MICHALAKIS, K.X., PISSIOTIS, A., ANASTASIADOU, V. (2004). An experimental study on particular physical properties of several interocclusal recording media. Part I: consistency prior to setting. *J. Prosthet. Dent.*, **13**: 42-46.
- MURATA, H. (2012). Rheology - Theory and Application to Biomaterials. Intech Publisher, Chapter 17.
- MURATA, H., HAMADA, T., DJULAEHA, E., NIKAWA, H. (1998). Rheology of tissue conditioners. *J. Prosthet. Dent.*, **79(2)**:188-99.
- MUTLU, G. (1992). Studies on prosthetic materials-measurement of the rheological properties of acrylic resins. Doktora tezi, Bristol Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı.
- MUTLU, G., HUGGETT, R., HARRISON, A. (1992). Determination of doughing and manipulation times of acrylic resin denture base material and a proposal for a specification for a packing plasticity test. *J Dent.*, **20(5)**: 311-7.
- MYERS, G.E., PEYTON, F.A. (1959). Clinical and physical studies of the silicone rubber impression materials. *J. Prosthet. Dent.*, **9(2)**: 315-324.
- NAYYAR, A., TOMLINS, C.D., FAIRHUST, C.W. (1979). Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *J. Prosthet. Dent.*, **42**: 163-167.
- NOWAKOWSKA, D., RASZEWSKI, Z. (2011). Effect of gingival margin retraction agents on the polymerization time of the vinylsiloxanether impression elastomer in rheometer study. *J. Stoma.*, **64(11)**: 887-894.
- O'BRIEN, W. J. (2002). Dental Materials and Their Selection. "3rd Ed.", Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.
- OGAWA, T., TANAKA, M., MATSUYA, S., AIZAWA, S., KOYANO, K. (2001). Setting characteristics of five autopolymerizing resins measured by an oscillating rheometer. *J. Prosthet. Dent.*, **85**: 170-6.

- PAE, A., LEE, H., KIM, H. (2008). Effect of temperature on the rheological properties of dental interocclusal recording materials. *Korea-Aust. Rheol. J.*, **20(4)**: 221-26.
- PANICHUTTRA, R., JONES, R.M., GOODACRE, C., MUNOZ, C.A., MOORE, B.K. (1991). Hydrophilic polyvinyl siloxane impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int. J. Prosthodont.*, **4**: 240-248.
- PAPADOGIANNIS, D., LAKES, R.S., PALAGHIAS, G., PAPADOGIANNIS, Y. (2009) Creep and dynamic viscoelastic behavior of endodontic fiber-reinforced composite posts. *J Prosthodont Res.*, **53(4)**: 185-192.
- PHAN-TIEN, N. (2012). Understanding Viscoelasticity – An Introduction to Rheology. Springer, Chapter 2.
- PHILLIPS, R. W. (1991). Science of Dental Materials. “9th Ed.”, Philadelphia: W.B. Saunders Co.
- POWERS, J. M., SAKAGUCHI, R. L. (2006). Craig’s Restorative Dental Materials. “12nd Ed.”, USA: Mosby Publishers.
- REISBICK, M.H. (1973). Effect of viscosity on the accuracy and stability of elastic impression materials. *J. Dent. Res.*, **52(3)**: 407-417.
- RUBBI, E., BAFFA, O., VINHA, D., THOME, L.H. (1993). Rheological studies of photopolymerized dental composites. *Dent. Mater.*, **9(6)**: 361-4.
- RUBEL, B.S. (2007). Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent. Clin. North. Am.*, **51**: 629-646.
- SAITOH, S., SASAKI, K., NEZU, T., TAIRA, M. (2010). Viscoelastic behavior of commercially available tissue conditioners under compression. *Dent. Mater. J.*, **29(4)**: 461-8.
- SALEM, N.S., WATTS, D.C., COMBE, E.C. (1987). Stress relaxation of elastomers. *Dent. Mater.*, **3**: 37-39.
- SHILLINGBURG, H.T., HOBBO, S., WHITSETT, L.D., JACOBI, R., BRACKETT, S.E. (2010). Sabit Protezin Temelleri. 3. Baskı. Quintessence Yayıncılık: İstanbul. Bölüm 17.
- TAKAHASHI, H., FINGER, W.J. (1994). Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. *J. Prosthet. Dent.*, **72(1)**: 78-84.
- TANOMARU-FILHO, M., BOSSO, R., VIAPIANA, R. (2013). Radiopacity and flow of different endodontic sealers. *Acta. Odontol. Latinoam.*, **26(2)**: 121–125.

- THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS. (2005). *J. Prosthet. Dent.*, 94(1): 10-92.
- TOLIDIS, K., TORTOPIDIS, D., GERASIMOU, P., THEOCHARIDOU, A., BOUTSIOUKI, C. (2013). Comparison of elastomeric impression materials' thixotropic behaviour. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **21(2)**: 75-78.
- TOPCU, A.A., OZKAN, P., UCTASLI, S., ALKUMRU, H.N. (2013). Tip II polivinil siloksan ölçü maddesinin reolojik özellikleri üzerine sıcaklığın etkisi. *Dicle Diş hekimliği Dergisi*. (Basımda).
- ULUSOY, M., AYDIN, A.K. (2005). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
- VERMILYEA, S.G., HUGET, E.F., B.DE SIMON, L. (1980). Apparent viscosities of setting elastomers. *J. Dent. Res.*, **59(7)**: 1149-1151.
- WANIS, T.M., COMBE, E.C., GRANT, A.A. (1993). Measurement of the viscosity of irreversible hydrocolloids. *J. Oral. Rehabil.*, **20(4)**: 379-84.
- WATTS, D. C., COMBE, E. C., AND GREENER, E. H. (1981). The rheological properties of polyelectrolyte cements II. Glass ionomers. *J. Oral Rehabil.*, **8**: 61-67.
- 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**: 120-125.
- WILSON, H.J. (1966). Elastomeric impression materials: the setting material. *Br. Dent. J.*, **121**: 277-283.
- WILSON, H.J. (1988). Impression materials. *Br. Dent. J.*, **164(9)**: 221-225.
- ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, Ankara.

## ÖZGEÇMİŞ

### I. BİREYSEL BİLGİLER

**Adı** : Ayşe Ayda  
**Soyadı** : Topcu  
**Doğum Yeri ve Tarihi** : Ankara, 1987  
**Uyruğu** : T.C.  
**Medeni Durumu** : Evli  
**İletişim Adresi ve Telefonu** : Karatuz Cad. 1148. Sokak No:2/15 Bağlıca/ANKARA  
**Tel** : 0 533 5491714

### II. EĞİTİMİ

**2010** Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Ab. Dalı Doktora Programı  
**2004-2009** Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
**2001-2004** Ted Ankara Koleji Vakfı Özel Lisesi  
**1993-2001** Ted Ankara Koleji Vakfı Özel İlköğretim Okulu

**Yabancı Dili:** İngilizce

### III. ÜNVANLARI

2009 Diş Hekimi

### IV. BİLİMSEL İLGİ ALANLARI

#### Yayın:

TOPCU, A.A., OZKAN, P., UCTASLI, S., ALKUMRU, H.N. (2013). Tip II polivinil siloksan ölçü maddesinin reolojik özellikleri üzerine sıcaklığın etkisi. *Dicle Diş hekimliği Dergisi*.

#### Poster:

1. UYGUR, A.A., OZAK, S.T., OZKAN, P., UCTASLI, S., ALKUMRU, H. Temperature effects on the rheological properties of an elastomeric impression material. FDI 2013 Annual World Dental Congress, 28-31 Ağustos, İstanbul.

2. AKMAN, A.C., TOPCU, A.O., UYGUR, A.A., YUCEL, O., DEMİRALP, B.  
The fate of dental implants in a patient receiving i.v. zoledronic acid treatment.  
EAO 22<sup>nd</sup> Annual Scientific Meeting, 17-19 October 2013, Dublin.

## **V. BİLİMSEL ETKİNLİKLERİ**

### **Verdiği seminerler:**

1. ‘Dental Porselenlerde Mikro Yapı Analiz Yöntemleri ve Protetik Diş Hekimliğindeki Uygulamaları’ 2010
2. ‘Diş Hekimliğinde Botulinum Toksini ve Antioksidan Uygulamaları’ 2011

## **VI. DİĞER BİLGİLER**

Eğitim programı haricinde katıldığı eğitim seminerleri:

1. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, 20-23 Nisan, Antalya.
2. FDI 2013 Annual World Dental Congress, 28-31 Ağustos, İstanbul.
3. EAO 22<sup>nd</sup> Annual Scientific Meeting, 17-19 October 2013, Dublin.