



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI YAPIDAKİ YUMUŞAK ASTAR
MADDELERİNİN DEĞİŞİK SICAKLIKLARDA
REOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Şule Nur MACİT

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ**

**ANKARA
2018**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI YAPIDAKİ YUMUŞAK ASTAR
MADDELERİNİN DEĞİŞİK SICAKLIKLARDA
REOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Şule Nur MACİT

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ**

**ANKARA
2018**

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Yapıdaki Yumuşak Astar Maddelerinin Değişik Sıcaklıklarda Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Adı Soyadı : Şule Nur MACİT

Tarih : 15/05/2018

İmza :



Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş,
Şule Nur MACİT tarafından hazırlanan “Farklı Yapıdaki Yumuşak Astar
Maddelerinin Değişik Sıcaklıklarda Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi” adlı
tez çalışması, aşağıdaki jüri tarafından
UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ/~~OY ÇOKLUĞU~~ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 15/05/2018

Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fak.
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Pelin ÖZKAN
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fak.
Üye

Prof. Dr. Gülay ÖZKAN
Ankara Üniversitesi
Mühendislik Fak.
Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından onaylanmıştır.

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Dekanlığı

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	x
Çizelgeler	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Yumuşak Astar Maddeleri	1
1.1.1. Yumuşak Astar Maddelerinde Bulunması Gereken Özellikler	2
1.1.2. Yumuşak Astar Maddelerinin Kullanım Alanları ve Avantajları	3
1.1.3. Yumuşak Astar Maddelerinin Dezavantajları	5
1.1.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması	6
1.1.4.1. Hazırlanış Şekillerine Göre	7
1.1.4.1.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olanlar	7
1.1.4.1.2. Isıyla Polimerize Olanlar	8
1.1.4.1.3. Işıyla Polimerize Olanlar	8
1.1.4.2. Kullanım Amaçlarına Göre	8
1.1.4.2.1. Geçici Amaçla Kullanılanlar	8
1.1.4.2.2. Daimi Amaçla Kullanılanlar	9
1.1.4.3. Kimyasal Yapılarına Göre	9
1.1.4.3.1. Doğal Kauçuk ve Türevleri	9
1.1.4.3.2. Polivinil Reçineler	9
1.1.4.3.3. Hidrofilik Polimerler	10
1.1.4.3.4. Poliüretanlar	10
1.1.4.3.5. Yumuşak Akrilikler	11
1.1.4.3.5.1. Oda Isısında Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler (RTV)	12
1.1.4.3.5.2. Isı İle Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler (HTV)	12
1.1.4.3.6. Silikon Esaslı Bileşimler	13
1.1.4.3.6.1. Oda Isısında Vulkanize Olan Elastomerler (RTV)	14
1.1.4.3.6.2. Isı İle Vulkanize Olan Elastomerler (HTV)	15
1.1.4.3.7. Polisülfazınlar	15
1.1.5. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddelerinin Karşılaştırılması	15
1.1.6. Yumuşak Astar Maddelerinin Genel Özellikleri ve Viskoelastisitenin Önemi	17
1.2. Reoloji	19
1.2.1. Reolojik Özelliklerin İncelenmesi	19
1.2.1.1. Gerilim (Stress)	20
1.2.1.2. Gerinme (Strain)	20
1.2.1.3. Gerilim – Gerinme Eğrisi	22
1.2.2. Viskozite	23
1.2.3. Sıvı Davranışlarının Sınıflandırılması	26
1.2.3.1. Zamandan Bağımsız Sıvı Davranışı	26
1.2.3.1.1. Makaslama İncelenmesi, Psodöplastik Davranış	26
1.2.3.1.2. Makaslama Kalınlaşması, Dilatan Davranış	26

1.2.3.1.3. Viskoplastik Davranış	27
1.2.3.2. Zamana Bağımlı Sıvı Davranışı	28
1.2.3.2.1. Tikotropik Davranış	28
1.2.3.2.2. Reopektik Davranış	29
1.2.4. Reolojik Davranış Çeşitleri	29
1.2.5. Viskoelastisite	30
1.2.5.1. Viskoelastisitenin Ölçülmesinde Kullanılan Testler	34
1.2.5.1.1. Sürünme, Kayma (Creep) Testi	34
1.2.5.1.2. Gerilim Gevşeme (Stress Relaxation) Testi	34
1.2.5.1.3. Dinamik Ölçümler	34
1.2.6. Reolojik Ölçüm Testleri	37
1.3. Diş Hekimliğinde Reoloji	43
1.4. Çalışmanın Amacı	44
2. GEREÇ VE YÖNTEM	45
2.1. Örneklerin Seçilmesi ve Hazırlanması	45
2.2. MCR - 102 Reometre Cihazı	48
2.3. İzotermal Kütleme, Jelleşme Testi (Isothermal Curing, Gelification Test)	49
2.4. İstatistiksel Analiz	50
3. BULGULAR	52
3.1. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Depolama Modulus (G') Bulguları	53
3.1.1. Grup A (Visco Gel) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları	53
3.1.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları	53
3.1.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları	54
3.1.4. Grup D (Ufigel P) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları	54
3.1.5. Grup E (Trusoft) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları	55
3.2. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Kayıp Modulus (G'') Bulguları	55
3.2.1. Grup A (Visco Gel) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları	55
3.2.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları	56
3.2.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları	56
3.2.4. Grup D (Ufigel) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları	57
3.2.5. Grup E (Trusoft) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları	57
3.3. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Tan Delta ($\tan \delta$) Bulguları	58
3.3.1. Grup A (Visco Gel) İçin Tan Delta ($\tan \delta$) Bulguları	58
3.3.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Tan Delta ($\tan \delta$) Bulguları	58
3.3.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Tan Delta ($\tan \delta$) Bulguları	59
3.3.4. Grup D (Ufigel P) İçin Tan Delta ($\tan \delta$) Bulguları	59
3.3.5. Grup E (Trusoft) İçin Tan Delta ($\tan \delta$) Bulguları	60
3.4. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Kompleks Viskozite (η') Bulguları	60
3.4.1. Grup A (Visco Gel) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları	60
3.4.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları	61
3.4.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları	61
3.4.4. Grup D (Ufigel P) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları	62
3.4.5. Grup E (Trusoft) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları	62
3.5. Reolojik Kriterlere Göre Grupların İncelenmesi	63
3.5.1. Sabit Sıcaklıkta Grupların Karşılaştırılması	63
3.5.1.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması	63

3.5.1.2. Kayıp Modulusun Karşılaştırılması	67
3.5.1.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması	71
3.5.1.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması	75
3.5.2. Farklı Sıcaklıklarda Grupların Karşılaştırılması	79
3.5.2.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması	79
3.5.2.2. Kayıp Modulusun Karşılaştırılması	81
3.5.2.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması	84
3.5.2.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması	86
3.6. Reolojik Kriterlere Göre Materyal İçeriklerinin İncelenmesi	88
3.6.1. Sabit Sıcaklıkta İçeriklerin Karşılaştırılması	88
3.6.1.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması	88
3.6.1.2. Kayıp Modulusun Karşılaştırılması	92
3.6.1.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması	95
3.6.1.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması	98
3.6.2. Farklı Sıcaklıklarda İçeriklerin Karşılaştırılması	101
3.6.2.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması	101
3.6.2.2. Kayıp Modulusun Karşılaştırılması	101
3.6.2.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması	102
3.6.2.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması	103
4. TARTIŞMA	104
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	123
ÖZET	125
SUMMARY	126
KAYNAKLAR	127
ÖZGEÇMİŞ	134

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimimin sonuna kadar yardımlarını ve desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ'e,

Tez sürecimde bilgileriyle çalışmama destek olan değerli tez jüri hocalarım Prof. Dr. Pelin ÖZKAN ve Prof. Dr. Gülay ÖZKAN'a,

Yaşamım boyunca rol aldığım, amaçlarım uğrunda koşarken desteklerini her zaman hissettiğim, bugünlere gelebilmemde en büyük emeğe sahip, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim canım babam, canım annem ve uzakta olsa da her zaman yanımda olduğunu bildiğim canım kardeşim Kerim Can MACİT'e,

Eğitimime sağladıkları katkılardan dolayı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Birlikte olmaktan mutluluk duyduğum, çalışma hayatımda güzel anılar biriktirmeme sebep olan başta bilgi ve tecrübeleriyle desteklerini esirgemeyen kıdemli asistanlarım ve sevgili asistan arkadaşlarıma,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

SİMGELER VE KISALTMALAR

A_1	Molekül ağırlığına, molar hacmine bağlı değişmez
$^{\circ}\text{C}$	Derece, Santigrat
$<$	Küçüktür
$>$	Büyüktür
$\%$	Yüzde
$+$	Artı
$-$	Eksi
τ	Gerilim
γ	Gerinme
η	Viskozite
η'	Kompleks viskozite
$(^{\circ}), \text{rad}$	Radyan
ω	Açısal titreşim frekansı
δ	Delta
∞	Sonsuz
μrad	Mikroradyan
A	Alan
cm	Santimetre
cos	Cosinüs
dk	Dakika
E', G'	Depolama modülüs
E'', G''	Kayıp modülüs
E^*, G^*	Kompleks modülüs
EtOH	Etanol, Etilalkol, Etilhidroksit
Ev	Aktivasyon enerjisi
F	Kuvvet
g	Gram
G	Makaslama modülüsü orantılılık sabiti
Hz	Hertz
lbf	Pound-kuvvet
ISO	Uluslararası Standartlar Enstitüsü
in	İnch-inç
L	Uzunluk

m	Metre
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mNm	MiliNewtonmetre
Mpa	Megapaskal
N	Newton
nNm	NanoNewtonmetre
Pa·s	Paskal saniye
Pas	Paskal
PBMA	Polibütülmetakrilat
PEMA	Polietilmetakrilat
PMMA	Polimetilmetakrilat
Poise	$0,1 \times$ Paskal
R	Gaz değişmezi
s	Saniye
SI	Uluslararası Birim Sistemi
sin	Sinüs
t	Zaman
T	Mutlak sıcaklık
tan	Tanjant

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Gerilim - gerinme eğrisi	22
Şekil 1.2. Reziliens	23
Şekil 1.3. Dayanıklılık	23
Şekil 1.4. Farklı tipteki sıvıların akma eğrileri	28
Şekil 1.5. Makaslama gerilimi ve makaslama oranına göre tiksotropik ve reopektik davranış grafiği	29
Şekil 1.6. Dashpot, Spring	31
Şekil 1.7. Spring modeli ve gerinme zaman eğrisi	31
Şekil 1.8. Dashpot modeli ve gerinme zaman eğrisi	32
Şekil 1.9. Maxwell modeli ve gerinme zaman eğrisi	32
Şekil 1.10. Voigt modeli ve gerinme zaman eğrisi	33
Şekil 1.11. A. İdeal elastik katı için gerilim - gerinme ilişkisi, B. Viskoelastik maddeler için gerilim - gerinme ilişkisi, C. İdeal viskoz sıvı için gerilim - gerinme ilişkisi	35
Şekil 1.12. Jelasyonun dinamik viskoelastik özelliklerinin tepkime süresine bağlı olarak şematik gösterimi	37
Şekil 1.13. Rotasyonel reometrelerin şekilleri; (a) konsentrik silindir (b) kon - plaka, (c) paralel plaka	40
Şekil 2.1. Grup A (VİSCO GEL, DENTSPLY, USA)	46
Şekil 2.2. Grup B (SOFRELİNER TOUGH S, Tokuyama Corp., JAPAN)	46
Şekil 2.3. Grup C (SOFRELİNER TOUGH M, Tokuyama Corp., JAPAN)	46
Şekil 2.4. Grup D (UFİ GEL P, VOCO GmbH, GERMANY)	47
Şekil 2.5. Grup E (TRUSOFT, Bosworth Company, USA)	47
Şekil 2.6. Anton Paar MCR 102	49
Şekil 3.1. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin depolama modulus değerleri	64
Şekil 3.2. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin depolama modulus değerleri	64
Şekil 3.3. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin depolama modulus değerleri	64
Şekil 3.4. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kayıp modulus değerleri	67
Şekil 3.5. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kayıp modulus değerleri	67
Şekil 3.6. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kayıp modulus değerleri	68
Şekil 3.7. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin tan delta değerleri	71
Şekil 3.8. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin tan delta değerleri	72
Şekil 3.9. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin tan delta değerleri	72
Şekil 3.10. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kompleks viskozite değerleri	75
Şekil 3.11. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kompleks viskozite değerleri	76
Şekil 3.12. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kompleks viskozite değerleri	76

Şekil 3.13. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği	80
Şekil 3.14. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği	80
Şekil 3.15. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği	80
Şekil 3.16. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği	81
Şekil 3.17. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği	81
Şekil 3.18. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği	82
Şekil 3.19. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği	82
Şekil 3.20. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği	83
Şekil 3.21. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği	83
Şekil 3.22. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği	83
Şekil 3.23. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği	84
Şekil 3.24. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği	85
Şekil 3.25. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği	85
Şekil 3.26. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği	85
Şekil 3.27. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği	86
Şekil 3.28. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği	87
Şekil 3.29. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği	87
Şekil 3.30. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği	87
Şekil 3.31. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği	88
Şekil 3.32. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği	88
Şekil 3.33. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı depolama modulus değerleri grafiği	89
Şekil 3.34. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı kayıp modulus değerleri grafiği	92
Şekil 3.35. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı tan delta değerleri grafiği	95
Şekil 3.36. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı kompleks viskozite değerleri grafiği	98

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1.	Kullanılan astar maddelerinin özellikleri	45
Çizelge 2.2.	Anton Paar reometre cihazın teknik donanım özellikleri	49
Çizelge 3.1.	İzotermal kütleme, jelleşme testi uygulanan astar maddelerinin sayısı ve yüzde dağılımı	52
Çizelge 3.2.	Grup A için depolama modulus değeri dağılımları	53
Çizelge 3.3.	Grup B için depolama modulus değeri dağılımları	53
Çizelge 3.4.	Grup C için depolama modulus değeri dağılımları	54
Çizelge 3.5.	Grup D için depolama modulus değeri dağılımları	54
Çizelge 3.6.	Grup E için depolama modulus değeri dağılımları	55
Çizelge 3.7.	Grup A için kayıp modulus değeri dağılımları	55
Çizelge 3.8.	Grup B için kayıp modulus değeri dağılımları	56
Çizelge 3.9.	Grup C için kayıp modulus değeri dağılımları	56
Çizelge 3.10.	Grup D için kayıp modulus değeri dağılımları	57
Çizelge 3.11.	Grup E için kayıp modulus değeri dağılımları	57
Çizelge 3.12.	Grup A için tan delta değeri dağılımları	58
Çizelge 3.13.	Grup B için tan delta değeri dağılımları	58
Çizelge 3.14.	Grup C için tan delta değeri dağılımları	59
Çizelge 3.15.	Grup D için tan delta değeri dağılımları	59
Çizelge 3.16.	Grup E için tan delta değeri dağılımları	60
Çizelge 3.17.	Grup A için kompleks viskozite değeri dağılımları	60
Çizelge 3.18.	Grup B için kompleks viskozite değeri dağılımları	61
Çizelge 3.19.	Grup C için kompleks viskozite değeri dağılımları	61
Çizelge 3.20.	Grup D için kompleks viskozite değeri dağılımları	62
Çizelge 3.21.	Grup E için kompleks viskozite değeri dağılımları	62
Çizelge 3.22.	Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki depolama moduluslarının istatistiksel karşılaştırılması	65
Çizelge 3.23.	Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki kayıp modulusların istatistiksel karşılaştırması	69
Çizelge 3.24.	Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki tan deltaların istatistiksel karşılaştırması	73
Çizelge 3.25.	Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki kompleks viskozitelerin istatistik karşılaştırmaları	77
Çizelge 3.26.	Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre depolama modulusların istatistiksel karşılaştırması	90
Çizelge 3.27.	Başlangıca göre depolama modulus değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi	91
Çizelge 3.28.	Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre kayıp modulusların istatistiksel karşılaştırması	93
Çizelge 3.29.	Başlangıca göre kayıp modulus değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi	94
Çizelge 3.30.	Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre tan deltaların istatistiksel karşılaştırılması	96

Çizelge 3.31. Başlangıca göre tan delta değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi	97
Çizelge 3.32. Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre kompleks viskozitelerin istatistiksel karşılaştırılması	99
Çizelge 3.33. Başlangıca göre kompleks viskozite değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi	100



1. GİRİŞ

Günümüzde konservatif yaklaşımlarla dişsizlik oranı ve diş kayıpları azalıyor, implant tedavileri daha popüler hale geliyor olsa da sosyoekonomik sebepler ve eğitim yetersizliği gibi nedenlerle gelecek yıllarda da kısmi veya tam dişsiz hastalar konvansiyonel protetik tedavilere ihtiyaç duyacaklardır. Tüm dünyada hareketli protezlerle yaşayan oldukça kalabalık bir nüfus bulunmakla birlikte; implant tedavisi sürecinde de hareketli ya da sabit daimi protezleri tamamlanana kadar geçici hareketli akrilik proteze gereksinim duyan hastalar olacaktır. Hayat kalitesi açısından bu kadar çok insanı etkileyen protezlerin kaide materyallerinin estetik ve fonksiyonel olmasının ne kadar önemli olduğu şüphe götürmez bir konudur (Yamaner ve ark., 2015). Fazla sayıda eksik doğal dişlerin hareketli protezlerle tedavisinin ağız sağlığına pozitif etkisi olmasına rağmen; iyi bir hijyenin yanında diş çürükleri, periodontal problemler ve oral mukozal lezyonlar gibi bir çok komplikasyonla karşılaşmaktadır. Özellikle hareketli protez kullanan yaşlı hastalarda travmatik ülser sık görülen mukozal lezyonlar arasında ikinci sırayı almaktadır. Yaşlı hastalarda % 3,5 lardan % 16 lara kadar uzanan bu oran yumuşak astar maddeleri gibi bir takım uygulamalarla azaltılmaya çalışılmaktadır (Martori ve ark., 2014).

1.1. Yumuşak Astar Maddeleri

Yumuşak astar maddeleri; sahip oldukları esneklik özellikleri ile tam ve bölümlü protezlerde gelen kuvvetlerin eşit olarak dağıtılmasını sağlamak ve atrofik bölgelere gelen kuvvetleri azaltmak amacıyla protezlerin doku yüzeylerine uygulanan yumuşak polimerlerdir. Son yıllarda geniş bir uygulama alanı bulan bu materyaller; kret atrofisi, rezorpsiyonu ya da kemik andırkatı olan bir çok tam ve bölümlü protez hastalarında, ortodonti ve periodontolojide; çeşitli şine ve plakların hazırlanmasında, çene yüz protezlerinde; cerrahi defektler, epitez ve obtüratörlerde başarıyla kullanılmaktadır (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

Yumuşak astar maddelerinin ilki sayılan “Velum” 1869 yılında Twitchell tarafından kullanılmıştır. Yüksek su emilimi ile bir süre sonra yapısının bozulması ve canlı dokuya zarar vermesi sebebiyle 1945’te Matthews, fasial potezlerde ve kronik mukoza hassasiyetine sahip hastalarda yumuşak besleme amacıyla polivinil klorid kullanmıştır. 1940’ların sonunda Nelson, PMMA kaide ile astar malzemesi arasındaki bağlantıyı arttırdığına inandığı polivinil asetatı tercih etmiştir. 1958 den sonra relining, besleme materyali olarak polidimetilsiloksan içerikli silikon maddeleri kullanılmaya başlanılmıştır. 1961 de Wichterle ve Lim tarafından glikol metakrilat ester bazlı hidrofilik jel olan “Softdent” yumuşak astar materyali geliştirilmiş fakat su emilimine bağlı şişme ve yumuşamayla karakterize hacim değişikliği görülmüştür (Qudah ve ark., 1990). Günümüzde eskiden uygulanan yumuşak astar maddelerinin bir çoğu dezavantajları nedeniyle klinik uygulamalardan çıkartılmışken bir kısmı ise halen kullanılmaktadır. Yumuşak astar maddeleri günümüzde ticari olarak akrilikler ve silikonlar olarak iki ana sınıfa ayrılmakta ve her iki grupta kendi aralarında ısı ve otopolimerize sistemler şeklinde piyasaya sürülmektedir (Hayakawa ve ark., 2003). Böylece klinisyenler vakaya göre hasta başında ya da laboratuvarında uygulama yöntemini seçebilirler. Daha uygun materyallerin bulunması için klinik ve deneysel çalışmalar hala devam etmekte ve araştırmalar mevcut maddelerin geliştirilmesinin yanı sıra yeni madde üretimi yönünde de olmaktadır (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

Gelen kuvvetlerin dağıtılmasını ya da azaltılmasını sağlayan yumuşak polimer yapıdaki yumuşak astar maddelerinde bazı özelliklerin bulunması gereklidir.

1.1.1. Yumuşak Astar Maddelerinde Bulunması Gereken Özellikler

1. Konvansiyonel laboratuvar ve klinik ekipmanlar ile uygulaması kolay olmalı.
2. İşlem sırasında minimal boyut değişiklikleri göstermeli.
3. Su emilimi minimum seviyede olmalı. Mikroorganizmaların birikmesine izin verecek porözite göstermemeli.
4. Tükürük içerisinde minimal çözünme göstermeli.
5. Yumuşaklığını ve elastikiyetini korumalı.

6. Kullanım boyunca ayrılmaması için kaideye iyi bağlanmalı.
7. Yeterli yırtılma direncine sahip olmalı.
8. Kolay temizlenmeli, yemeklerden, içeceklerden, tütün vs.den etkilenmemeli.
9. Hastanın uzun süre kullanabilmesi için kokusuz ve tatsız olmalı.
10. Protez kaidesiyle uyumlu, estetik olarak kabul edilebilir olmalı.
11. Sonradan şekil, hacim, boyut değişikliği göstermemeli.
12. Çiğneme kuvvetleri altında bozulmamalı, yırtılmamalı.
13. Rengi stabil kalmalı.
14. Toksik olmamalı, destek dokularda alerji ve irritasyona sebep olmamalı.
15. Protez kaidesinin direncini azaltmamak için minimal kalınlıkta dahi yumuşak ve esnek olmalı.
16. Kolayca temizlenebilmeli, abrazyona karşı dirençli olmalı.
17. Kolay bir şekilde cilalanabilmeli.
18. Mikroorganizmalardan ve bunların metabolitlerinden etkilenmemeli.
19. Protez kaidesinin yapısını bozmamalı, kaideyi zayıflatmamalı, kaide de distorsiyona neden olmamalı.
20. Yüzey ıslanabilirliği iyi olmalı, viskozitesi uygun olmalı.
(Bal ve Yavuzılmaz, 2006; Çalikkocaoğlu, 2010 ve Qudah ve ark., 1990)

Yumuşak astar maddelerinin protetik alandan cerrahiye, ortodontiden, periodontolojiye kadar bir çok kullanım alanı bulunmaktadır. Bu çeşitlilik hasta yaşam kalitesini arttırarak hekime de bir çok konuda kolaylık sağlamaktadır.

1.1.2. Yumuşak Astar Maddelerinin Kullanım Alanları ve Avantajları

Yumuşak astar maddelerinin birçok kullanım alanı vardır. Bunlar;

1. Protez kaide plağından tahriş olan ince, hiperemik, gevşek mukoza varlığında,
2. Keskin ve sivri kretlerde, alt çene linea oblique ve toruslarda,
3. Uzun süreli protez kullanımına bağlı irritasyon ve sağlığı bozulmuş dokularda doku iyileştirici olarak,

4. İleri derecede alveolar kret rezorpsiyonunun açığa çıkardığı hassas sinir uçlarının varlığında,
5. Obturatör gerektiren konjenital veya kazanılmış defektlerde,
6. Ağız kuruluğu vakalarında,
7. Palatal orta rafenin sert olduğu vakalarda, hastaya sıkıntı veren genial tüberküllerde, mandibular torus ve keskin mylohyoid sırtların rölyefinde,
8. Sistemik hastalıkların destek dokular üzerindeki olumsuz etkilerinin önlenmesinde,
9. Osteoradyonekroz riski nedeniyle radyoterapi gören kişilerde doku travmalarının engellenmesinde,
10. Cerrahi işlemler ve çekimler sonrası immedat protezlerde geçici besleme maddesi olarak,
11. Protezde vuruk ve aşırı basınç alan bölgelerin belirlenmesinde,
12. Protez yapımında kayıt plakları ve geçici protez kaidelerinin stabilizasyonunda,
13. Nötral bölgenin belirlenmesinde,
14. Diş destekli tam protezlerde (overdenture) aşırı yüklerden kaçınmak amacıyla gingival marjin bölgesinde oluşturulan ölü boşluklarda,
15. Fonksiyonel ölçü malzemesi olarak,
16. Bruksizm vakalarında,
17. Protez kaidesine allerjide izolasyon amacıyla,
18. İmplant cerrahisinden sonra eski protezlerin kullanımında implantlara yük gelmemesi için,
19. Cerrahi ve periodontal splintlerin altında, doku ile splint arasında ara tabaka olması amacıyla,
20. Labial periodontal protez yapımında, elastik diş eti maskesi yapımında,
21. Tek tam protez vakalarında.

(Abrams ve Hellen, 2006; Bal ve Yavuzylmaz, 2006; Çalikkocaoğlu, 2010 ve Yanıkoğlu, 2004)

Yukarıda bahsedilen amaçlarla kullanılan yumuşak astar maddeleri protetik alanda; protezlerin tutuculuğunu arttırması, aşırı basınç alan bölgelerde basıncı absorbe ederek rezorpsiyonu azaltması, destek dokular üzerinde vibromasaj etkisiyle kan dolaşımını uyararak sağlığını yitirmiş ancak bu durumun dönüşebilir düzeyde

olduğu vakalarda dokuları iyileştirmesi, kaide plağı altındaki destek dokularda hücrelerin biyolojik faaliyetlerinin devamını sağlaması, mandibular uygulamalarda; hastanın çiğneme performansını arttırması dolayısıyla çiğneme ritmini geliştirmesi gibi bir çok protetik avantajı vardır (Hayakawa ve ark., 2000 ve Hayakawa ve ark., 2003).

Yukarıda sayılan avantajlarının yanında yumuşak astar maddelerinin bir takım dezavantajları da vardır.

1.1.3. Yumuşak Astar Maddelerinin Dezavantajları

1. Maliyet ve yapım problemleri;
Yumuşak astar maddesi ile astarlama işlemi yapılmış bir protezin maliyeti konvansiyonel kaide materyali ile yapılmış bir protezden daha fazladır. Yumuşak astar maddelerinin klinik uygulamaları karmaşık ve laboratuvar işlemleri de zaman alıcıdır. İlave olarak yumuşak astar maddelerinin uyumlanması ve modifiye edilmesi zor olup, polisaj işleminde de sert kaide ile yumuşak astar arasındaki bağlantı bölgesinde problemler oluşur.
2. Protez kaidesinde kırılmalar;
Yumuşak astar maddelerinin etkili olabilmesi için ideal olarak 2 - 3 mm kalınlıkta olması gerekir. Bu nedenle yer açmak için akrilik kaide inceltir ve bu işlem sonunda kırılma artar. Kırılmaların diğer bir nedeni de yumuşak akrilik monomeri ve silikon adezivlerin kaide materyali üzerinde çözücü etki oluşturması, kaidenin direncini zayıflatmasıdır.
3. Boyutsal stabilite;
Su emilimi ve esneklik verici maddelerin (plastikleştirici) zaman içinde astar maddesinden sızması boyutsal stabiliteyi etkilemektedir.
4. Yüzey bütünlüğü;
İdeal yumuşak astar maddesi; yüzey aşınmasına sert kaide materyali kadar dirençli olmalıdır.
5. Kaideden ayrılma;

Yumuşak astar maddesinin diğer önemli bir dezavantajı da protez kaidesi ile astar maddesi arasındaki bağlantının bozulmasıdır.

6. Esneklik;

Yumuşak astar maddelerinin sertleşmeleri; yapılarındaki esneklik vericilerin (plastikleştirici) ortama sızması sonucu meydana gelir. Bu durumda esnekliğini kaybeden madde tüm avantajlarını da kaybederek zararlı olmaya başlar.

7. Hijyen;

Yumuşak astar maddelerinin en büyük dezavantajlarından birisi de temizliğinin zor olmasıdır. Hem oksijen açığa çıkarıcı hem de hipokloritli protez temizleyici ajanlar, özellikle silikon esaslı yumuşak astar maddelerine zarar verebilir.

8. Su emilimi, renk değişimi;

Yumuşak astar maddelerinin poröz yapılarından dolayı su emilimi ve renk değişimi söz konusudur. Özellikle akrilik esaslı olanlar daha poröz yapıya sahiptirler.

9. Mikroorganizmal kolonizasyon;

Yumuşak astar maddelerinin poröz yapıları plak ve diş taşı birikimine yol açmakta, maya benzeri organizmaların üremesine uygun bir ortam oluşturmaktadır (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006 ve Yanıkoğlu, 2004) Konu ile ilgili olarak Okita ve arkadaşları (1991) in vitro çalışmalarında, dört farklı doku iyileştirici, bir yumuşak astar materyali ve akrilik rezin materyalinde; *Streptococcus Mutans* ve *Candida Albicans* adezyonunu mikrobiyal adezyon testi ile incelemiş, doku iyileştirici ve yumuşak astar malzemelerinde daha fazla tutulum olduğunu görmüşlerdir.

1.1.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması

- Hazırlanış Şekillerine Göre:
 - Oda Sıcaklığında Polimerize Olanlar
 - Isıyla Polimerize Olanlar
 - Işıklı Polimerize Olanlar

- Kullanım Amaçlarına Göre:
 - Geçici Amaçla Kullanılanlar
 - Daimi Amaçla Kullanılanlar
- Kimyasal Yapılarına Göre:
 - Doğal Kauçuk ve Türevleri
 - Polivinil Reçineler
 - Hidrofilik Polimerler
 - Poliüretanlar
 - Yumuşak Akrilikler
 - Silikon Esaslı Bileşimler
 - Polisülfazınlar

(Bal ve Yavuzylmaz, 2006; Braden ve ark., 1995; Hristov ve ark., 2017; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 14; Noort, 1994 ve Zaimoğlu ve ark., 1993, Bölüm 12)

1.1.4.1. Hazırlanış Şekillerine Göre

1.1.4.1.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olanlar

Oda sıcaklığında polimerize (otopolimerize-RTV) olan yumuşak astar maddeleri akrilik ve silikon esaslı olmak üzere iki grupta incelenmektedir. Bunlar; hasta ağızında direkt olarak uyumlanabilmelerinin kolay, basit ve ekonomik olmaları nedeniyle ısıyla sertleşen astar maddelerine bir alternatif olarak gösterilmektedir. Oda ısısında polimerize yumuşak astar maddeleri; iyileşme sırasında protezin uyumunu sağlamak ve doku sağlığını arttırmak için doku iyileştirici olarak da kullanılırlar. Ancak esneklikleri, boyutsal stabilite ve ıslanabilirlikleri, zamanla pöröz bir yapı kazanmaları, kirlenmeleri ve enfekte olmaları gibi fiziksel ve mikrobiyolojik özellikleri, bu maddelerin klinikte daha çok geçici olarak kullanılmasına neden olmuştur (Bal ve Yavuzylmaz, 2006).

1.1.4.1.2. Isıyla Polimerize Olanlar

Isıyla polimerize olan yumuşak astar maddeleri akrilik ve silikon esaslı olmak üzere iki grupta incelenmektedir. Isıyla polimerize olan astar maddeleri düşük su emilimi ve çözünürlük oranlarına bağlı olarak oda ısısında polimerize olan astar maddelerine göre daha az renk, boyut, elastikiyet değişikliği ve kötü koku oluşumu gösterirler (Bal ve Yavuzylmaz, 2006; Prasad ve ark., 2014).

1.1.4.1.3. Işıkla Polimerize Olanlar

Işıkla polimerizasyon klinisyene astar uygulama prosedürünün kontrolü için yeterli zaman sağlar (Hayakawa ve ark., 2003 ve Hristov ve ark., 2017).

1.1.4.2. Kullanım Amaçlarına Göre

1.1.4.2.1. Geçici Amaçla Kullanılanlar

Kullanım süreleri birkaç hafta ile birkaç ay arasında değişir. Ancak bu süre materyallerin yapılarına göre değişiklik gösterebilir. Bu tip astar maddeleri protez yenileninceye kadar ya da daimi astarlama yapıncaya kadar eski protezlerin uyumlanmasını ve rahat bir şekilde kullanılmasını sağlar. Bu materyallerin zamanla yapılarında bozulma meydana gelir ve yüzeyleri düzensizleşir (Bal ve Yavuzylmaz, 2006).

Garcia ve Jones (2004), kısa süreli kullanılan yumuşak astar maddelerini, cerrahi ya da diagnostik işlemlerden sonra immedat/geçiş protezlerinin uyumlanmasında ve diğer geçici durumlarda bir ay süreyle kullanılan 'doku iyileştiriciler ve geçici yumuşak astarlar' olarak tanımlamaktadır.

1.1.4.2.2. Daimi Amaçla Kullanılanlar

Daimi yumuşak astar maddeleri akrilik ve silikon esaslı olup çigneme etkisi ile oluşan ve protezden bazal dokulara aktarılan enerjiyi absorbe etmek amacıyla kullanılırlar. Kullanım süreleri altı ay ile beş yıl arasında değişir. Zaman geçtikçe materyallerin yapısında bozulmalar gözlenebilir (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

1.1.4.3. Kimyasal Yapılarına Göre

1.1.4.3.1. Doğal Kauçuk ve Türevleri

Protez kaide maddesi olarak kauçuğun kullanıldığı yıllarda, obturatör çalışmalarında ve alt tam protezlerin yumuşak bir madde ile astarlanması işlemlerinde “velum” kauçuğu olarak bilinen yumuşak doğal kauçuk kullanılmıştır. Yumuşak doğal kauçuğun ilk kullanımı 1869’a kadar uzanır. Maddenin aşırı su emmesi ve zamanla dokularla uyumsuzluk göstermesi nedeniyle kullanımı terk edilmiştir (Çalikkocaoğlu, 2010).

1.1.4.3.2. Polivinil Reçineler

Polivinil klorür (PVC) ve polivinil asetat (PVA) olmak üzere iki şekilde kullanıma sunulmuştur. İdeal yumuşak astar maddesini bulmak için yapılan araştırmalarda vinil kopolimerler klinikte başarı ile uygulanan ilk sentetik materyaller olmuştur. Ağız ortamında polivinil klorid daha kırılğan bir materyal olmasının yanı sıra polivinil asetat aşırı derecede esnek ve bükülebilir özelliktedir. PVC yumuşak astar maddesi ile bitirilen protezlerin bazı dezavantajları vardır. Bunların başında 3-18 ay sonra materyalde esneklik verici (plastikleştirici) kaybına bağlı olarak meydana gelen sertleşmedir. Ayrıca bu materyaller abrazyona karşı dirençsizdir. PVC’ nin 100 °C’ nin üstünde polimerizasyon ısısına ihtiyaç göstermesi ve bunun da birlikte polimerize edildiği akriliğin yapısına olumsuz etki etmesi üzerine PVA yumuşak astar

maddesi geliştirilmiştir. Maddenin; kısa sürede sertleştiği ve yüzeyinde çatlaklar oluştuğu için ağızda kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir. Bu nedenle diş hekimliğinde astar maddesi olarak kullanımlarından vazgeçilmiştir (Bal ve Yavuzylmaz, 2006).

1.1.4.3.3. Hidrofilik Polimerler

Oda ısısında şekillendirilebilmeleri, uyumlandırılabilmesi, tesviye - polisaj işlemleri yapılabilecek dirençte olmaları ve 37 °C de klinik uyum göstermeleri sebebiyle başlangıçta ideal yumuşak astar maddesi olarak düşünülmüştür. Ancak su ortamında karakteristik özelliklerini veren hidroksi gruplarının orjinal hacimlerinin % 37 üzerinde artması ve bunun sonucu yumuşak astar maddesinin % 20 oranında şişmesi nedeniyle boyutsal stabilitelerinin yeterli olmaması, hızlı renk değişimi, yırtılma, kaideden ayrılma gibi dezavantajlara sahiptir (Bal ve Yavuzylmaz, 2006 ve Yanıkoğlu, 2004).

1.1.4.3.4. Poliüretanlar

Difonksiyonel veya polifonksiyonel hidroksi bileşiklerinin, difonksiyonel veya polifonksiyonel izosiyonat ile reaksiyonundan oluşan poliüretanlar; dişhekimliğinde kullanılması amacıyla poliöl, izosiyonat ve katalizörden oluşan üç likit ile desteklenmiştir. 1970 yılından sonra çene yüz protezlerinde de kullanılmasıyla birlikte rutin laboratuvar işlemlerinden daha özel yöntemlerle uygulanmasına rağmen yeterli bağlantı gösterememesi, besin maddeleri ve içeceklerden etkilenerek birkaç ay içerisinde renk değişikliği göstermesi gibi sebeplerden dolayı yumuşak astar maddesi olarak artık kullanılmamaktadır (Bal ve Yavuzylmaz, 2006 ve Kutay, 1990).

1.1.4.3.5. Yumuşak Akrilikler

Akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri yüksek esneklikte camsı polimerler ya da ağız ortamında doğal camsı geçiş sıcaklığı en az 25 °C olan yumuşak akriliklerdir. Akriliğin yumuşatılması amacıyla kullanılan fakat akrilikle birleşmemiş serbest formdaki plastikleştiriciler kullanım esnasında diffüze olarak elastikiyet kaybı oluşturmaktadır. Bu sebeple genellikle akriliğin plastikleştirici matriksi ile tepkimeye sokma yöntemi kullanılmaktadır. Çoğunlukla reaktif plastikleştiriciler akrilik monomerden daha düşük polimerizasyon hızına sahiptir. Bu faz ayrımının sonucu olarak yumuşak astar maddesinde dengesiz su emilimi baş göstermektedir. Biriken suyla, polimer yapısındaki çözülebilir katışıklıklar osmotik basınç oluşturmakta ve bu durum da şişme ve yapı değişikliğine neden olmaktadır. Yumuşak akrilikler temel olarak etil metakrilat içeren kopolimer partiküllerinden oluşur. 2-etoksietil metakrilat kullanılabilir gibi hem n- hem de izobutil metakrilat kullanılabilir. Likit içeriğinde temel olarak monomer kullanılır. Partiküller genellikle metakrilat homologlarından daha düşük camsı geçiş sıcaklığı olan akrilatlarla kopolimerize edilir. Fakat bunların hoş olmayan kokuları vardır. Oda sıcaklığının biraz üzerinde camsı geçiş sıcaklığına sahip polimerler partiküllerin serbest hareket edebilmesine olanak sağlar. Genellikle monomer geniş fitalat esteri olan plastikleştirici içerir (O'Brien, 2002, Chapter 6).

Hidrofilik yumuşak astar maddelerinde ise esneklik vermesi için su kullanılır. Hidroksietil metakrilat astar maddelerinin prensibi budur. Bununla birlikte protezin üretiminde su mevcut değildir. Telafi edilen su astar maddesinde şişmeye sebep olacaktır. Ayrıca su ile genişleyen astar maddesi, sonrasında kristalleşip astarı sertleştiren bunun yanı sıra polimerize plastikleştiricilerdeki gibi osmotik basınç etkisi oluşturan iyonların matris içerisine geçişine izin verir (O'Brien, 2002, Chapter 6).

Plastikleştiriciler ana maddeye yumuşaklık verir ve bağımsız polimer zincirleri arasındaki kimyasal çapraz bağların sayısını azaltırlar. Bunların ana madde içinde az ya da çok olması monomerin ve polimerin yapısına bağlıdır. Sertleşmeye geçiş derecesi daha düşük olan monomer kullanıldığında daha az oranda bulunmaları gerekir. Akril esaslı yumuşak astar maddelerinin en önemli sorunlarından biri

plastikleştiricilerin zaman içinde çözünmesidir. Bunlar azaldıkça esneklik özelliği azalır ve madde zamanla sertleşir. Bunu önlemek için, polimerize olan plastikleştiriciler kullanılabilir ya da bu maddeleri kullanmadan yüksek akril metakrilat esterleri elastomerler ile karıştırılır (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

1.1.4.3.5.1. Oda Isısında Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler (RTV)

Tozu; polietil metakrilat veya polimetil metakrilat ve\veya isobütil metakrilattan, likiti; dibutil fitalat gibi, % 60-80 plastisizer içeren aromatik esterler (şekil verici, yumuşaklık verici) ve etil alkolden oluşan yumuşak akril türüdür. Tozu; yumuşama noktası düşük sentetik bir polimerdir ve likitte bulunan % 6-10 etil alkol polimeri kabartarak genellikle benzer ester olan çözücü tarafından daha kolay eritilmesini sağlar. Aromatik esterleri; dibütil fitalat, benzil salisilat, metil salisilat, bütil fitalat, bütil glikonattan oluşur (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006). Likit, akrilik monomeri içermez. Zaimoğlu ve ark. (1993, Bölüm 12) bu tip maddeleri daimi yumuşak astar maddeleri yerine doku iyileştirici olarak isimlendirmektedir.

1.1.4.3.5.2. Isı İle Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler (HTV)

Isı ile polimerize olan yumuşak akrilikler; toz likit şeklinde bilinen yöntem ile muflada şekillendirilen tiplerinin yanında plaka halinde de bulunabilirler. Bu materyaller rijit akrilik kaide materyali üzerinde polimerize edilirler (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

Hazır Akrilik Tabakalar:

Hazır akrilik tabakalar; akrilik protez kaidesine akrilik bir çözücü ile bağlanan polietil metakrilat ve poliasetat kopolimerlerinden oluşan tabakalardır. Bu kopolimerler yüksek su emilimi ve içeriğinin çözünme sonucu bozulması nedeniyle daimi yumuşak astar maddesi olarak kullanılmazlar (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

Toz-Likit Sistemleri:

Tozu; polietil metakrilat veya butil metakrilat, likiti ise; metil, etil veya N-butil metakrilat ile plastikleştiricilerden oluşan sistemlerdir (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

1.1.4.3.6. Silikon Esaslı Bileşimler

Şimdiye kadar üretilen yumuşak astar maddeleri arasında en iyi özelliklere sahip maddeler silikon esaslı astar maddeleridir. İlk silikon 1900'lü yıllarda F.S. Kipling tarafından keşfedilmiş, ancak 1930'larda endüstride kullanım alanı bulmuştur. 1947 yılında Alexander tarafından ilk olarak tıpta kullanıma sokulmuştur. Dişhekimliğindeki uygulamaları ise 1955 yılında Kuck tarafından başlatılmıştır. Ağız sıcaklığındaki esneklikleri plastikleştiricilerden değil polimerin iç yapısından kaynaklanır. Bu yüzden esnekliklerini uzun süre korurlar (Brown, 1988; Çalikkocaoğlu, 2010 ve Garcia ve Jones, 2004).

Silikon yumuşak astar maddeleri, Braden & Elliott (1966) tarafından tanımlanan silikon tipi ölçü malzemeleriyle aynı yapıda olup, temelde dimetilsiloksan polimerleridir (McCabe, 1976).

Polidimetilsiloksan, materyale iyi bir elastiklik kazandıran çapraz bağlanabilir özellikte viskoz sıvıdır. Çapraz bağlanma ajanları normalde alkil silikattır ve genellikle tepkime kalay-oktoat gibi bir organo-metal tuzu ile katalize edilir (McCabe, 1976).

Silikonların avantajları olarak; fiziksel ve kimyasal etkilere karşı duyarlı olmamaları, kolay yıpranmamaları, asitlere ve bazlara karşı yüksek dirençleri yanında; buharlaşma yoluyla eski hallerini almaları, tatsız kokusuz ve aslında renksiz olmaları, alerjik reaksiyon gösterme ihtimallerinin düşüklüğü, su emilimi görülmeyip bozulmaya karşı dirençli olmaları, esneklikleri ve bu esnekliklerini uzun süre koruma özellikleri sayılabilir. Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri tüm bu özelliklerine rağmen protetik amaçla kullanılabilmesi için birçok katkı maddesine ihtiyaç

duymaktadır. Bu yüzden avantaj sayılabilecek bazı özellikleri bir süre sonra az ya da çok kaybolmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2010).

O'Brien (2002, Chapter 6) a göre silikonların dayanıklılıkları onları ilk etapta ideal yumuşak astar maddeleri olarak gösterse de zayıf yırtılma mukavemeti, akrilik kaideye kimyasal yapışmaması ve düzgün polimerizasyon sağlanmadığında oluşan osmotik basıncın yan etkileri olumsuz özellikleri olarak sayılmaktadır.

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri de akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri gibi oda ısısında ve ısı ile vulkanize olmak üzere iki tipe ayrılmaktadır.

1.1.4.3.6.1. Oda Isısında Vulkanize Olan Elastomerler (RTV)

Oda ısısında sertleşen iki tip silikon elastomer, yumuşak astar maddesi olarak kullanılmaktadır. Bunlar ölçü materyali olarak kullanılan ilave ve kondanse tip silikon elastomerlerle benzerdirler. Kondanse polimerize tip genellikle pat ve likitten oluşmaktadır. Pat ile likit karıştırıldığında bir kondanzasyon çapraz bağlanma reaksiyonu oluşur.

İlave polimerize silikonlar ise son zamanlarda kullanılmaya başlayan yumuşak astar maddeleridir. Bunlar ölçü almada kullanılan ürünlere çok benzerler ve iki pat halinde bulunurlar. Bu patlardan eşit miktarda karıştırılır ya da bu işlem tabanca sistemi kullanılarak gerçekleştirilir. Oda ısısında vulkanize olan elastomerler daha az sayıda çapraz bağlanma gösterir. Kullanım sırasında şişme, yapı bozukluğu, protez temizleyicilerinden aşırı etkilenme gibi sonuçlar da sıkça çalışmalarda rapor edilmiştir (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006 ve O'Brien, 2002, Chapter 6).

1.1.4.3.6.2. Isı İle Vulkanize Olan Elastomerler (HTV)

Isı ile vulkanize olan silikon esaslı yumuşak astar maddeleri aralarında çapraz bağlantının olduğu pendant ve terminal vinil gruplarının bulunduğu polidimetil siloksan içerikli tek komponentli pat ve jel şeklinde bulunurlar. Sıvı olan polimer, silika gibi inert doldurucular ile pat haline getirilir. Pat, ısıtıldığında ayrılarak çapraz bağlantı reaksiyonu başlatan peroksit benzeri bir serbest radikal başlatıcı içerir. Akrilik protez kaidesi ile silikon astar maddesi arasındaki bağlantı bir silikon polimer metil siloksan veya aksilan bağlayıcı ajanlar ile sağlanır. Oda ısısında vulkanize olan elastomere göre daha fazla çapraz bağlanma göstermeleri nedeniyle daha uzun klinik kullanım süresi vardır (Bal ve Yavuzylmaz, 2006 ve O'Brien, 2002, Chapter 6).

1.1.4.3.7. Polisülfazınlar

Sakız ağacından üretilmiş bir yarı organik polifosfazın floroelastomerlerdir. Polifosfazın floroelastomerler tabakalar halinde bulunur. Isı ile vulkanize olan silikona benzer manipülasyona sahiptirler (Bal ve Yavuzylmaz, 2006 ve McCabe ve Walls, 2008, Chapter 14).

1.1.5. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddelerinin Karşılaştırılması

Günümüzde kullanılan astar maddeleri genellikle silikon ve akrilik esaslı olanlardır. Bu nedenle bu materyallerin seçimi ve bilinçli kullanımı için özelliklerinin kıyaslanarak bilinmesi gerekir.

1. Daimi yumuşaklık;

Akrilik esaslarda yumuşaklığı içeriğindeki plastikleştiriciler sağlar. Ancak bu maddelerin zamanla sızması sonucu astar maddesinde sertleşme görülür. Silikon esaslarda ise yapılarında plastikleştiricilerin bulunmaması ve inorganik silikat içermeleri nedeniyle su emilimi azalmakta ve yumuşaklığını uzun süre devam

ettirmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010; Kawano ve ark., 1994; Noort, 1994; O'Brien, 2002, Chapter 6 ve Wright, 1984).

2. Kaide plağına bağlanma;

Akrilik esaslı maddeler yapıları gereğı akrilik kaideye kimyasal olarak daha iyi bağlanma sağlar. Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri ise akrilik kaideye çok az kimyasal bağlantı oluşturur veya hiç oluşturmaz. Bu nedenle silikon esaslılarda bağlanmayı sağlayan adezivler kullanılmalıdır (Çalikkocaoğlu, 2010 ve Noort, 1994). Isı ile vulkanize olan silikon esaslı astar maddeleri oda ısısında vulkanize olanlara göre daha yüksek yapışma kuvveti göstermektedir. Bağlantının zayıf olması bakteri üremesi, plak ve diş taşı/tartar oluşumu için uygun ortam oluşturur (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006 ve Kawano ve ark., 1994).

3. Su absorpsiyonu;

Akrilik esaslı yumuşak astarlar, silikon yapısındakilere göre daha çok su emerler. Bu durum yapılarındaki plastikleştiricilerin dışarı sızmasıyla oluşmaktadır (El Hadary ve Drummond, 2000).

4. Mantar ve diğer mikroorganizmaların üremesi;

Materyalin yapısına ve hastanın protezi temizlemesine bağlı olarak silikon esaslı yumuşak astar maddeleri daha fazla mantar tipi mikroorganizmaların tutulumuna sahiptir. Bu durumun sebebi olarak polimerize akrilik esaslı astar maddelerinin uzun dönem temasına bağlı inhibe edici özelliğindeki etil alkol salınımında gösterilebilir (Chladek ve ark., 2014; Çalikkocaoğlu, 2010; Noort, 1994 ve O'Brien, 2002, Chapter 6).

5. Elastikiyet;

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri akriliklere göre daha elastiktir. Andırkatlı vakalarda silikon esaslı yumuşak astarların kullanılması daha uygundur (Çalikkocaoğlu, 2010; Noort, 1994 ve O'Brien, 2002, Chapter 6).

6. Yırtılma;

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri daha düşük yırtılma direncine sahiptir. (Baysan ve ark., 1998)

7. Doku toleransı;

Silikon esaslı yumuşak astarların doku toleransının akrilik esaslılara göre daha iyi olduğu bildirilmiştir (Bascom, 1966).

8. Renk değişikliği;

Akrilik esaslı yumuşak astarlarda renk değişimi silikon esaslılara göre daha fazladır (Park ve ark., 2004).

1.1.6. Yumuşak Astar Maddelerinin Genel Özellikleri ve Viskoelastisitenin Önemi

Sık kullandığımız astar maddeleri sert ve yumuşak olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Yumuşak astar maddeleri ise sıklıkla daimi yumuşak astar maddeleri ve geçici yumuşak astar maddeleri olarak sınıflandırılmaktadır (Murata ve ark., 2008). Murata ve arkadaşları (2008) akrilik içeren geçici yumuşak astar maddelerini doku iyileştiriciler olarak, Zaimoğlu ve ark. (1993, Bölüm 12) ise oda ısısında sertleşen akrilik astar maddelerini doku iyileştiriciler olarak adlandırmaktadır. Ayrıca oda ısısında polimerize olan tüm astar maddeleri geçici astar maddeleri olarak da isimlendirilmekte, piyasaya akrilik ve silikon içerikli geçici ya da daimi birçok astar malzemesi sunulmaktadır (Bal ve Yavuzyılmaz, 2006).

Otopolimerize daimi silikon yumuşak astar maddeleri iki pasta kartuş formunda bulunur ve polivinilsiloksan yapısındadır. Sertleşme; ilave, kendi kendine polimerizasyon (self - curing addition) reaksiyonuyla gerçekleştiği için ölçü malzemelerinde görülen sertleşme sonrası etil alkol gibi yan ürünler açığa çıkmamaktadır. Otopolimerize daimi akrilik yumuşak astar maddeleri ise toz ve likit formunda bulunup tozu bazı peroksit başlatıcı PEMA (polietil metakrilat) ya da PBMA (Polibütül metakrilat) içermektedir. Doku iyileştiriciler de toz ve likit formundadır ve likiti plastikleştiricilerin karışımından oluşur. PBMA ya da ilgili kopolimer esaslı bazı doku iyileştiricilerin likitinde ise etil alkol bulunmamaktadır. Ayrıca doku iyileştiricilerin tozunda başlatıcı, likitinde ise monomer bulunmamaktadır. Bu nedenle bu maddeler çapraz bağlantısız amorf polimerler, silikon ve akrilik daimi yumuşak astar maddeleri ise çapraz bağlantılı amorf polimerlerdir. Çapraz bağlar, yapının lastik haline dönüşmesine sebep olmaktadır (McCabe ve Walls, 2008, Chapter 14; Murata ve ark., 2008 ve Parker ve Braden,

1990). Bu bağlar akmaya karşı direnç oluştururken materyalin yüksek elastikiyet kazanmasına sebep olur (Cha ve ark., 2011).

Astar maddeleri özellikle oda ısısında polimerize olan yumuşak astar maddeleri içeriklerindeki plastikleştiriciler, inert doldurucular veya artık çapraz bağlantı ajanları sebebiyle su emilimine uğramakta ve zamanla dental kaide ile astar maddesi arasında stres alanları oluşmakta sonuç olarak astar maddelerinin boyut ve viskoelastik özellikleri değişmektedir (Hatamleh ve ark., 2010; Polyzois, 1992; Rodrigues ve ark., 2013 ve Waters ve ark., 1996b).

Stres alanlarının oluşması, boyut ve viskoelastik özelliklerde görülen değişiklikler materyalin daha fazla sertleşmesine, eksternal yüklerin bağlantı alanlarına iletilmesine sebep olmaktadır (Rodrigues ve ark., 2013). Wright (1981) ın yaptığı çalışmaya göre ise yumuşak astar maddesi uygulanmış protezlerin en yaygın başarısızlık sebebi astar maddesi ile kaide arasındaki adhezyon kaybıdır. Bu durum bağlantı alanlarında mikro çatlak, plak ve diş taşı birikimi için potansiyel alanlar oluşturur (Polyzois ve Frangou, 2001 ve Wright, 1981).

Yumuşak astar maddeleri, çiğneme fonksiyonu boyunca ani yüksek basınçlara maruz kalırken dinlenme sırasında ağız yumuşak dokuları tarafından daha küçük ancak devamlı basınçlara maruz bırakılırlar (Murata ve ark., 2000). Bunun yanı sıra, periyodik çiğneme yükünün iletimi boyunca olumsuz etkileri olduğu düşünülen ve yapının eski şekline dönme oranının azalması sonucu oluşan mukoza eksikliklerini telafi eder, viskoz akışların mekanik davranışlarını taklit eder (Braden ve Clarke, 1972; Nazhat ve ark., 2004; Saber-Sheikh ve ark., 1999 ve Waters ve ark., 1996a). Bu nedenle çeşitli çalışmalarda, ideal yumuşak astar maddelerinin alveolar mukoza ile aynı viskoelastisiteye sahip olması gerektiği belirtilmektedir (Hayakawa ve ark., 1994; Philips, 1991; Santawisuk ve ark., 2010 ve Tamura ve ark., 2002). Kullanılan malzemelerin viskoelastik özellikleri bu denli önemli olmakta bu özellikleri bilmek ve anlayabilmek için çok çeşitli reolojik incelemeler gerekmektedir.

1.2. Reoloji

Reoloji sözcüğü, maddelere uygulanan kuvvetler ve buna karşı oluşan deformasyonlar arasındaki geçici ilişkiyi tanımlamaya çalışmak için Eski Yunancada kullanılan ve “akış” anlamındaki “rheos” kelimesi ile “dil”, “neden” anlamındaki “logos” kelimesinin bir araya gelmesiyle oluşmuştur (Duman, 2002).

Hindistan Lafayette Üniversitesi’nden Prof. Dr. Eugene C. Bingham tarafından ‘maddenin deformasyon ve akma özelliklerini inceleyen bilim dalı’ olarak tanımlanan reoloji; 1929 da kurulan Amerikan Reoloji Derneği tarafından kabul edilmiştir. Reoloji bilimi; fizik, kimya, eczacılık, biyoloji, mühendislik, tıp, diş hekimliği ve daha birçok bilim dalında önemli bir konuma sahiptir (Barnes ve ark., 1993, Chapter 1).

Malzemelerin fiziksel özelliklerine bakıldığında katı malzemelerin çeşitli tip gerilimler altındaki davranışları önemlidir. Dental malzemelerin pek çoğu uygulamanın belli safhasında sıvı haldedir. Ağızda sıvıdan katı hale geçen siman, ölçü ve astarlama materyallerinin yanı sıra model ve dayların yapımında kullanılan alçı, döküm alaşımları, mum ve rezin gibi amorf maddelerin gerilime maruz kaldıkları zaman gösterdikleri deformasyon ve akış özellikleri de diş hekimliği açısından önemlidir (Zaimoğlu ve ark., 1993, Bölüm 3).

1.2.1. Reolojik Özelliklerin İncelenmesi

Reoloji üç temel değeri ilke almaktadır. Bunlar gerilim (stress), gerinme (strain) ve gerilimin gerinmeye oranı (elastik modül)’dir (Janmey ve Schliwa, 2008). Reolojik özelliklerin incelenmesi için bu kavramların anlaşılması gerekir.

1.2.1.1. Gerilim (Stress)

Bir materyal üzerine dışardan bir kuvvet uygulandığı zaman, yapı 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 (lbf/in²) veya Pascal (N/m²) dır.

$$\tau = F / A \text{ (Gerilim = Kuvvet / Alan) denklemleri ile ifade edilir. (Topcu, 2015)}$$

$$1 \text{ pascal} = 1 \text{ Pas} = 1 \text{ N/m}^2$$

Kuvvetin yönüne göre; çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimlerinden oluşmaktadır. Çekme gerilimi kütleyi uzatmak veya girmek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvet olup, basma gerilimi; kütlenin kendisini sıkıştırmaya çalışan bir yüke maruz kaldığında, bu yüke karşı oluşan iç kuvvettir. Makaslama (kayma) gerilimi ise, çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan gerilime verilen addır.

Teorikte bu tip gerilimler ayrı ayrı ifade edilse de pratikte bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak oldukça zordur. Materyalde oluşturulan bir gerilim türü baskın olabilir fakat bu arada diğer gerilim türleri de yapı içerisinde mevcuttur. Bu tip gerilimlere ise kompleks gerilimler denir (Topcu, 2015).

1.2.1.2. Gerinme (Strain)

Materyale dışardan bir kuvvet uygulandığında materyalde boyutsal değişim meydana gelir. Bu değişimin boyutu, uygulanan kuvvete ve materyalin özelliklerine bağlıdır (Topcu, 2015).

Gerinme; uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin başlangıç boyuna oranıdır. Birimi yoktur.

$$\gamma = (L - L^{\circ}) / L^{\circ}$$

(Gerinme = Uzunluktaki boyutsal değişim (deformasyon) / orijinal uzunluk)
(McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2)

Gerinme, maddenin yapısına bağlı olarak elastik, plastik ve hem elastik hem de plastik olabilir. Eğer materyal üzerine uygulanan kuvvetin oluşturduğu gerinme, kuvvet kaldırıldıktan sonra ortadan kalkıyorsa buna elastik gerinme, kuvvetin kaldırılmasını takiben ortadan kalkmıyor yani daimi kalıyorsa buna plastik gerinme denir. Diğer bir olasılık ise gerinmenin kısmen geri dđnüşümlü olmasıdır. Geri dđnüşümün miktarı ya da oranı maddenin elastik özelliklerine göre değişiklik göstermektedir (McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Topcu, 2015 ve Zaimoğlu ve ark., 1993, Bölüm 3).

Normal kuvvetler deformasyon düzlemine dik yönde etki ederken, makaslama kuvvetleri düzleme paralel yönde etki etmektedir. Makaslama kuvveti, maddenin birbirine paralel yüzeylerinin hareket etmesine neden olmaktadır (Duman, 2002).

Makaslama gerilmesi; kuvvetin, makaslama kuvvetinin etkilediği alana 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 ayrılmaları ile bölünmesi “basit makaslama gerilimi” olarak adlandırılır. Çoğu test metodunda örnek basit bir makaslama maruz bırakılır. şayet deformasyon küçükse; radyan (°) olarak ifade edilen makaslama açısı, makaslama oranına eşittir.

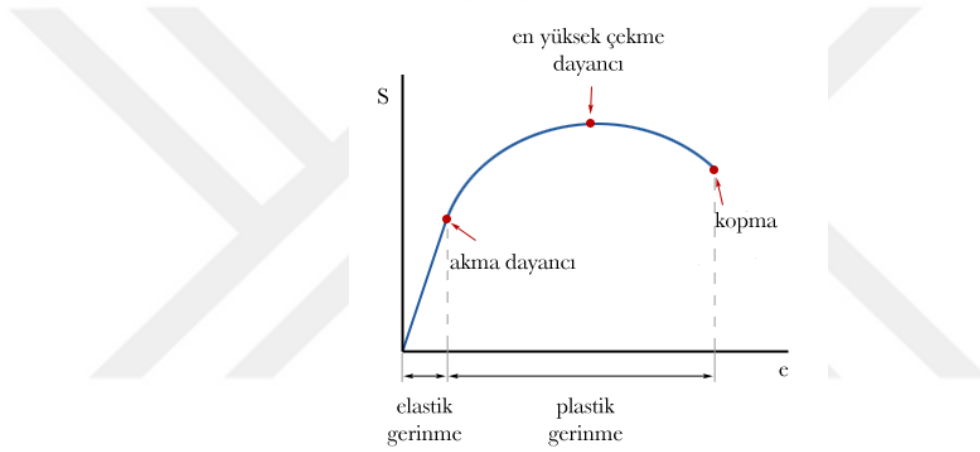
Makaslama oranı; en genel çerçevede birim zamanda makaslama geriliminin değiştiği, ilerleyen bir hız olarak tanımlanır. Makaslama oranı birimi; sn⁻¹ dir.

Makaslama gerilmesi; $\tau = F/A$

Makaslama oranı; $\gamma' = d\gamma / dt$ (Duman, 2002 ve Topcu, 2015)

1.2.1.3. Gerilim – Gerinme Eğrisi

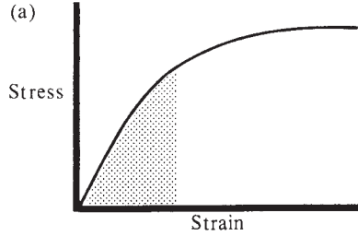
Gerilim ve gerinme arasındaki ilişki maddelerin mekanik özelliklerini tanımlamada kullanılır. Gerilim ve gerinmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarına orantılı limit denir. Gerinmelerin artık tamamen geriye dönmediği nokta ise elastik limittir. Yani materyalin daimi deformasyona uğramadan dayanabileceği maksimum gerilimdir. Elastik limitin deneysel olarak belirlenebilmesi çok zor olduğu için orantılı limit, elastik limitin yerine kullanılmaktadır. Gerilim-gerinme eğrisinin çizgisel kısmı elastik modülü gösterir (Şekil 1.1).



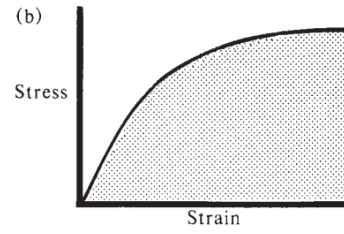
Şekil 1.1. Gerilim - gerinme eğrisi

Elastik modül gerilimin gerinmeye oranıdır. Elastik modülü; elastiklikten çok rijiditeyi belirten bir özelliktir. Dik bir eğri yüksek elastiklik modülü belirtir, rijit bir materyali tanımlar. Eğimin yatay eksene daha yakın olması ise, düşük elastiklik modülü ve bükülebilir bir materyali belirtir. Elastik limit ile kopma noktası arasında kaydedilen gerilim değeri ise materyalin kopma noktasına kadar göstereceği daimi deformasyonu gösterir. Elastik modülü gerilimin gerinime oranı olduğundan, birimi de gerilimle aynı olup Pascal (N/m^2) dır. Gerilim - gerinme eğrisinin altındaki alan test materyali hakkında bilgiler verir. Eğrinin, lineer alanı altındaki bölüm reziliensi belirtir ve birimi enerjidir (Şekil 1.2). Reziliens; elastik limite kadar materyalin elastik deformasyona uğraması için absorbe etmesi gereken enerjidir. Resilient materyallerde kuvvet uygulandığında enerji dışı verilerek materyal eski haline döner. Gerilim-

gerinme eğrisinin altındaki tüm alan materyalin dayanıklılık (toughness) özelliğini gösterir (Şekil 1.3). Birimi enerji olup materyalin kopmaya kadar absorbe edeceği enerji miktarını ifade eder (O'Brien, 2002, Chapter 2 ve McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2).



Şekil 1.2. Reziliens



Şekil 1.3. Dayanıklılık

1.2.2. Viskozite

Bir maddeye uygulanan makaslama kuvveti maddenin yapısındaki internal sürtünme kuvvetleri nedeniyle, kuvvete karşı yönde bir direnç oluşturur. Maddelerin akmaya karşı gösterdiği ve sürtünme etkisi ile ortaya çıkan bu dirence viskozite (akmazlık) denir. Viskozite; makaslama geriliminin, makaslama kuvvetine olan oranıdır. Birimi Pas (Pa/sn^{-1}) ya da Poise (1 Pas: 10 Poise) dir.

$$\eta = \tau / \dot{\gamma} \text{ denkleminde ifade edilir.}$$

Makaslama gerilimi ve makaslama hızı gibi kavramlar; bir şırıngadan akışkan bir maddenin dışarı çıkışı göz önüne getirilerek algılanabilir. Materyale belli bir hızla kuvvet uygulanarak sıkılırsa makaslama gerilimi, şırınganın pistonuna uygulanan kuvvetle bağlantılıdır. Makaslama hızı ise akma hızı ile ilgilidir. Düşük viskoziteli bir materyalin yüksek akma hızı için düşük bir kuvvet gerekirken, daha viskoz bir materyalde oldukça düşük bir akma hızı için bile yüksek bir basınç gerekmektedir. Viskozite, sıvının akmaya karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanırken, akışkanlık viskozitenin zıt tanımıdır. Yani akmaya karşı direnç göstermeyen veya çok az direnç gösteren sıvılar “akışkan”, akmaya karşı direnç gösteren sıvılar “akışkan olmayan” yani “viskoz” olarak adlandırılır (McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2 ve Topcu, 2015).

Bir dental materyalin viskozitesi, kullanılacağı alan için malzemenin uygun olup olmadığını belirleyen önemli özelliklerden biridir. Benzer şekilde makaslama gerilmesi-makaslama oranı eğrisi de malzemenin en doğru şekilde kullanılabilmesi için gereklidir. Viskozitenin zamanın bir fonksiyonu olarak hesaplanması, sıvı-katı dönüşümü geçiren bir maddenin çalışma zamanının ölçülmesinde de kullanılmaktadır (Topcu, 2015). Karıştırılan maddelerin başlangıç viskoziteleri ve zamana bağlı olarak artan viskozite oranları uygulama kolaylığı açısından önemli olup belli bir noktadan sonra manipülasyona izin vermez. Karışım anından bu noktaya kadar olan süre ise çalışma zamanını ifade etmektedir (Duman, 2002).

Materyallerin detaylı reolojik özellikleri aşağıdaki denkleme başvurularda elde edilebilir.

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

Makaslama gerilimi = $K. (\text{Makaslama oranı})^n$ olarak ifade edilir.

Burada K sabittir ve n sabiti akışkanlık indeksini ifade etmektedir. Materyalin reolojik özelliklerini nitelendiren ana faktör bu indeks değeridir.

$n = 1$ ise, makaslama gerilimi ile makaslama oranı doğru orantılıdır ve malzemenin viskozitesi makaslama oranından bağımsız olarak sabittir. Bu şekilde davranan akışkanlara Newtonumsu (Newtonian) sıvılar denir ve Newton kanununa uymaktadır. Örn; su, mineral yağları, gliserin vb. (Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Schramm, 1994, Chapter 9 ve Tanner ve Walters, 1998).

$n \neq 1$ ise, makaslama gerilimi ile makaslama oranı arasındaki ilişki doğrusal değildir. Bu şekilde davranış gösteren ve diğer akışkanlar gibi ideal akışkanlık özelliklerine sahip olmayan bu sıvılara Newtonumsu olmayan (Newtonian akış

göstermeyen) sıvılar denir. Örn; diş macunu, bataklık kumu, mısır unu ve su, ketçap vb. (McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2 ve Schramm, 1994, Chapter 9)

Newtonian akış göstermeyen sıvılar:

Makaslama verilerinin ($\tau - \gamma'$) orijinden geçmediği ya da bu değerler arasında doğrusal bir ilişki bulunmadığı durumlarda newtonian akış davranışında mümkün olabilen en basit sapma meydana gelir. Ayrıca makaslama geriliminin makaslama hızına oranı olarak tanımlanan görünür viskozite, sabit olmayıp gerilim ve hızın fonksiyonudur. Gerçekte uygun koşullar altında belli malzemelerin görünür viskozitesi sadece akma koşullarına (geometri, makaslama hızı vb.) bağlı olmayıp, aynı zamanda akışkan elementlerin kinematik geçmişlerine de bağlıdır (Chhabra, 2010).

Newtonian akış göstermeyen sıvılar daha anlaşılır olabilmesi için 3 kategoriye ayrılabilir.

1. Sıvı içerisindeki bir noktanın makaslama oranı (γ') sadece o noktanın makaslama gerilimine (τ) ya da o değer tam tersi değerine bağlıdır. Bu tür maddeler tamamen viskoz, elastik olmayan, zamandan bağımsız ya da generalize newtonian sıvılardır.
2. Makaslama oranı ile makaslama gerilimi arasındaki ilişkinin daha çok kinematik geçmişe ve makaslama sürecine bağlı olduğu sistemlerdir. Bu tür maddeler zamana bağlı sıvılardır.
3. Viskoz akışkan benzeri davranışlarla, elastik katı benzeri davranışların harmanlanmış sistemleridir. Bu tür maddeler viskoelastik ya da elastikoviskoz olarak adlandırılırlar.

Ancak önceden de belirtmelidir ki; bu sınıflandırma şeması oldukça gelişmiş olup uygun koşullar altında çoğu materyal yukarıdaki iki ya da üç özelliğin hepsini sergilemektedir (Chhabra, 2010).

1.2.3. Sıvı Davranışlarının Sınıflandırılması

1.2.3.1. Zamandan Bağımsız Sıvı Davranışı

- Makaslama incelmesi, psodöplastik davranış
- Makaslama kalınlaşması, dilatan davranış
- Viskoplastik davranış

1.2.3.1.1. Makaslama İncelmesi, Psodöplastik Davranış

$n < 1$, akışkanlık değeri 1' den küçük ise makaslama oranındaki artış makaslama geriliminde orantılı artış yapmaz ve malzemenin viskozitesi makaslama oranı azaltılarak etkili şekilde azaltılır. Bu olaya “makaslama incelmesi (shear thinning)” bu şekilde davranan akışkanlara pseudoplastik sıvılar denir (Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Pişkin, 1987; Steffe, 1996 ve Vinogradov ve Malkin, 1980).

Akış eğrisi orijinden başlayan, eşik değeri olmayan bir akıştır. Pseudoplastik bir materyalin viskozitesi tek bir nokta ile ifade edilemez (Topcu, 2015).

Çok sayıda farmasötik maddeler, doğal ve sentetik zamklar, sodyum aljinat, metil selüloz ve sodyum karboksimetil selülozun dispersiyonları, polimer çözeltileri pseudoplastik akış gösterir (Topcu, 2015).

1.2.3.1.2. Makaslama Kalınlaşması, Dilatan Davranış

$n > 1$, akışkanlık değeri 1' den büyük ise makaslama oranındaki artış, makaslama geriliminde orantılı artış yapmaz ve makaslama hızındaki artış oranından daha fazla miktarda gerilim meydana gelir. Viskozite daha etkili şekilde artar. Yani madde karıştırıldıkça ortam koyulaşır. Bu olaya “makaslama kalınlaşması (shear

thickening)”, bu şekilde davranan akışkanlara ise dilatant sıvılar denir. (Akyüz, 2001; Billmeyer, 1971; Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2 ve Noort, 1994)

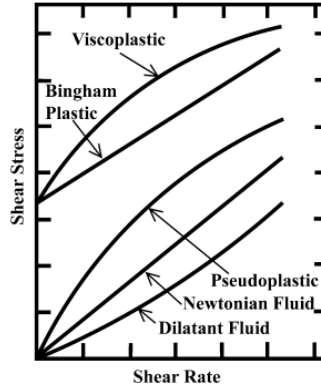
Dilatant akış pseudoplastik akışın tersi davranış gösterir. Pseudoplastik sıvılarda olduğu gibi akış eğrisi orijinden başlar ve eşik değeri yoktur.

Konsantre partiküllerin eriyikleri, süspansiyonlar, emülsiyonlar ve yağlı boyalar makaslama kalınlaşması gösteren örneklerdir (Topcu, 2015).

Dişhekimliği materyallerinde Newtonian ve pseudoplastik davranış sık rastlanırken dilatant özellik gösteren maddeler ise nadirdir (Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2 ve Topcu, 2015).

1.2.3.1.3. Viskoplastik Davranış

Bingham akışı olarak da adlandırılan viskoplastik akışta maddede akışın gerçekleşebilmesi için belli bir gerilimin üzerine çıkılması gerekir. Akma - germe dayanıklılığı (yield strength) denilen bu değer aşıldıktan sonra akışkanlık başlar (Mutlu, 1992 ve Pişkin, 1987). Plastik akış eğrisi psödoplastik ve dilatant sıvılarda olduğu gibi orijinden geçmez. Eşik değer altındaki gerilimlerde ise elastik bir madde gibi davranır. Eşik değerinden sonra kayma gerilimindeki artış, kayma hızı ile orantılı olarak artar (Şekil 1.4) (Chhabra, 2010; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2 ve Topcu, 2015).



Şekil 1.4. Farklı tipteki sıvıların akma eğrileri

1.2.3.2. Zamana Bağımlı Sıvı Davranışı

- Tiksotropik davranış
- Reopektik davranış

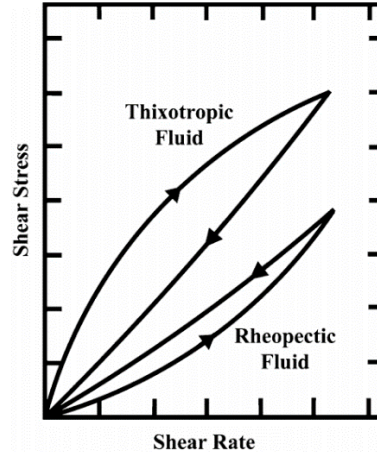
1.2.3.2.1. Tiksotropik Davranış

Plastik davranışın ya da makaslama incelmesinin zamana bağımlı benzer davranışı tiksotropiyi ifade etmektedir. Tiksotropik sistemler sabit bir makaslama kuvvetine maruz bırakıldığında zamanın artmasıyla geri dönüşümlü olarak daha akışkan forma dönüşür ve viskozitesi azalır. Gerilim kaldırıldığında tekrar eski formunu alır. Bu sistemler izotermal olarak jel-sol-jel dönüşümü gösteren dispersiyonlardır. Gerilim uygulanmadığında yapı fiziksel olarak katı davranışta. Gerilim uygulandığında ise akış başlar ve jel'den sol hale doğru bir değişim görülür bu durumda yapı bozulur, gerilim kaldırıldığında da yapı tekrar eski haline döner (Billmeyer, 1971; Chhabra, 2010; Mutlu, 1992; Rosen, 1982; Steffe, 1996 ve Topcu, 2015).

1.2.3.2.2. Reopektik Davranış

Negatif tiksotropik davranıştır. Antitiksotropi olarak da adlandırılır. Bu sistem tiksotropik sistemlerin aksine sabit bir makaslama kuvvetine maruz bırakıldığında zamanın artmasıyla geri dönüşümlü olarak viskozitesi artar. Gerilim kaldırıldığında tekrar eski formuna dönüşür (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3 ve Chhabra, 2010).

Tiksotropik ve reopektik davranış grafiği Şekil 1.5’de gösterilmektedir.



Şekil 1.5. Makaslama gerilimi ve makaslama oranına göre tiksotropik ve reopektik davranış grafiği

1.2.4. Reolojik Davranış Çeşitleri

Maddeye bir gerilim uygulandığında cevap olarak üç temel davranış biçimi görülmektedir. Bunlar;

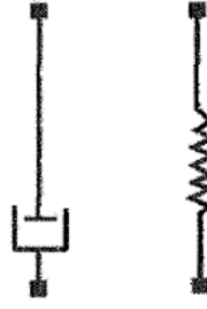
1. Maddeye uygulanan gerilme kuvveti uzaklaştırıldığında oluşan deformasyon geri dönüşümlü ise madde “*elastik katı*” özelliğindedir. Deformasyonun oluşmasına sebep olan enerji; yapı içerisinde depolanır ve kuvvet uzaklaştırıldığında tekrar eski haline döner. Deformasyon, moleküler düzeyde olup bir molekülün atomları arasındaki bağların gerilmesi ve bağ açılarının değişmesi sonucunda görülür.

2. Uygulanan gerilme kuvveti uzaklaştırıldığında maddede geri dönüşümsüz bir deformasyon meydana gelir ve viskoz bir akma oluşursa madde “*viskoz sıvı*” özelliğindedir. Isı olarak açığa çıkan enerji ile yapıdaki moleküller birbiri üzerinden kayarak geri dönüşümsüz olarak yer değiştirir.
3. Çoğu maddede ise uygulanan gerilime verilen cevap son derece yavaş seyretmektedir. Orijinal forma dönüşü hızlı bir şekilde gerçekleşmeyip hem viskoz hem de elastiklik gösteren maddeler ise “*viskoelastik*” özelliğindedir (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Chhabra, 2010; Duman, 2002; Murata, 2012 ve Topcu, 2015).

1.2.5. Viskoelastisite

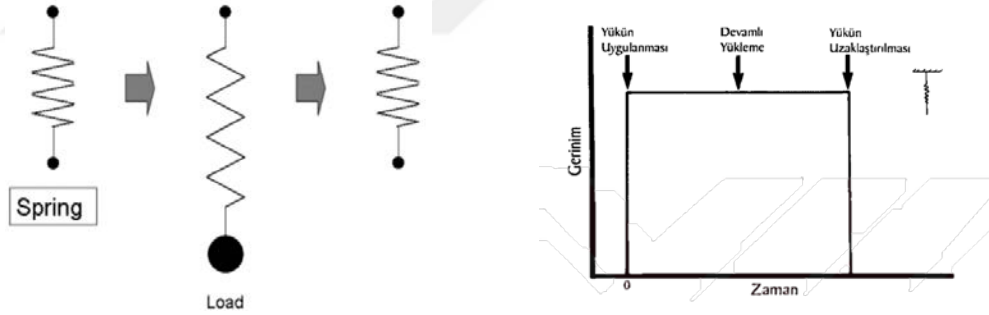
Viskoelastisite bir madde de eş zamanlı olarak elastik ve viskoz özelliklerin var olduğunu anlatmaktadır. Bir nevi mükemmel elastik deformasyon ve mükemmel viskoz akıcılık, viskoelastisitenin iki sınırlayıcı davranışıdır. Pragmatik öneme sahip bir çok malzeme de (polimerik eriyik ve çözeltiler, kremler, merhemler, jeller, pastalar; biyolojik sıvılardan kan ve tükürük, sabun çözeltileri vb.) viskoelastik özellik göstermektedir (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3 ve Kumaran, 2010).

Genellikle materyallerin viskoelastik davranışları, spring (yay) ve dashpotu (yağ kutusu) içeren mekanik modellerle açıklanmaktadır (Şekil 1.6). Spring; Hooke yasası ile elastik elementlerin mekanik modeline uygun olup dashpot; viskozitenin Newton kanunu ile viskoz elementlerin mekanik modeline uymaktadır. Maxwell ve Voigt düzenekleri ise viskoelastik davranışların mekanik modellerle açıklanabilir formlarıdır (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Murata, 2012 ve Topcu, 2015).



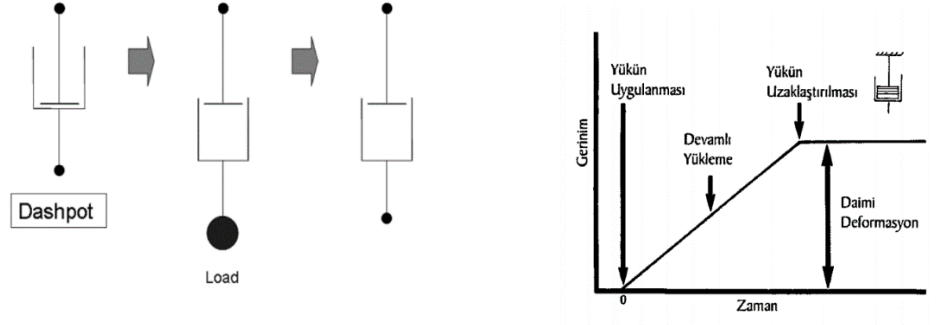
Şekil 1.6. Dashpot, Spring

1. İdeal elastik katıyı ifade etmek için kullanılan yay, Hooke yasasına uygun bir mekanik analogdur. Temel davranışı Hooke yasasına göre; $\tau = G \times (\gamma)$ formülüyle ifade edilir. G; makaslama modülüsünü ifade eden orantılılık sabitidir. Yayın bir ucu sabitlenerek diğer ucundan yük uygulandığında yay anlık olarak uzar, gerilim ortadan kaldırıldığında ise hızlı bir şekilde orjinal haline geri döner (Şekil 1.7) (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Murata, 2012 ve Topcu, 2015).



Şekil 1.7. Spring modeli ve gerilme zaman eğrisi

2. İdeal viskoz sıvıyı ifade etmek için kullanılan yağ kutusu ise Newton yasasına uygundur. Temel davranışı Newton yasasına göre; $\tau = \eta \times (\dot{\gamma})$ ile ifade edilmektedir. Bir ucu sabitlenerek yük uygulandığında gerilme, zamanın bir fonksiyonu olarak artar. Gerilim ortadan kaldırıldığında yağ kutusu orjinal formuna dönemeyecek şekilde deformasyona uğrar (Şekil 1.8) (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Murata, 2012 ve Topcu, 2015).

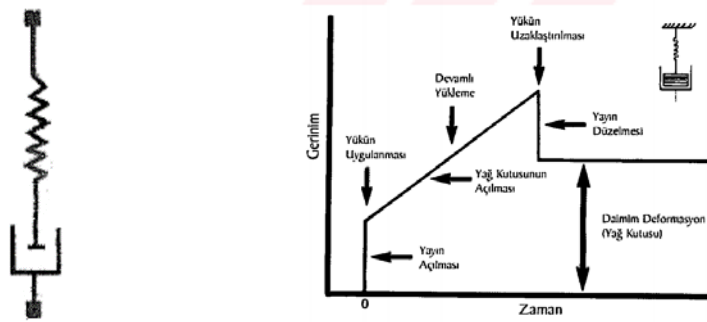


Şekil 1.8. Dashpot modeli ve gerinme zaman eğrisi

3. Viskoelastik davranışı ifade etmek için spring ve dashpotun birlikte ancak farklı kombinasyonlarda iki modeli kullanılmaktadır.

a. Spring ve dashpotun seri bağlandığı Maxwell modeli;

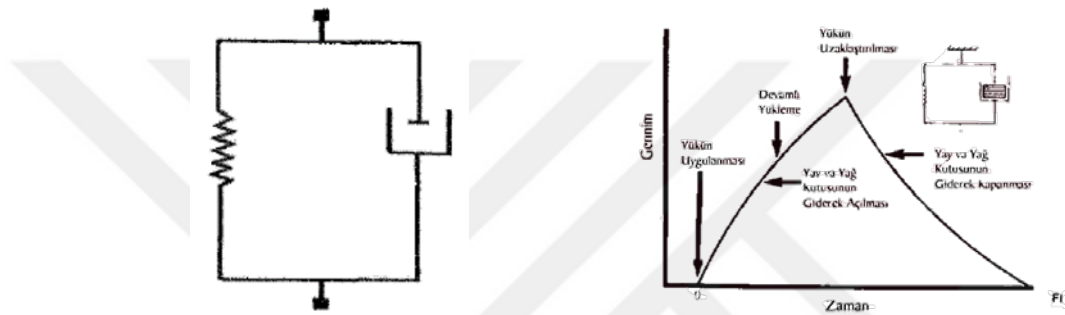
Sabit bir gerilim uygulandığında yay, gerilmenin azalması için kuvveti uzaklaştırmak amacıyla uzarken yağ kutusu gerilim oranına bağlı olarak açılır. Gerilim uzaklaştırıldığında yay eski formuna geri döner ancak yağ kutusu düzelmez. Her iki elementteki gerilme benzer olup gerilim ilavedir (Şekil 1.9) (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Murata, 2012; Nielsen ve Landel, 1994 ve Topcu, 2015)



Şekil 1.9. Maxwell modeli ve gerinme zaman eğrisi

b. Spring ve dashpotun paralel bağlandığı Kelvin ya da Voigt modeli;

Sabit bir gerilim uygulandığında yay, gerilmenin azalması için kuvveti uzaklaştırmak amacıyla uzarken yağ kutusu gerilim oranına bağlı olarak açılır. Gerilim uzaklaştırıldığında yay eski formuna geri dönmek ister ancak yağ kutusu direnç kırıcı gibi davranır. Her iki elementteki gerilim benzer olup gerilme ilavedir (Şekil 1.10) (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Duman, 2002; McCabe ve Walls, 2008, Chapter 2; Murata, 2012; Nielsan ve Landel, 1994 ve Topcu, 2015).



Şekil 1.10. Voigt modeli ve gerilme zaman eğrisi

Bilimsel olarak reolojinin; deformasyon, gerilim ve zaman arasındaki ilişkiyi inceleme ve molekül yapısı ile viskoelastik davranışlar arasındaki bağlantıyı araştırma olmak üzere iki amacı vardır. Diğer maddelerle karşılaştırıldığında, polimerlerin özelliklerinin zamana ve sıcaklığa büyük oranda bağlı olduğu görülür. Bu güçlü bağıllık polimerlerin viskoelastik yapısından ileri gelmektedir. Viskoz ve elastik ikili doğasından ötürü de polimerlerin davranışları oldukça komplekstir (Mutlu, 1992 ve Topcu, 2015).

Polimerlerin viskoelastik özelliklerini incelemek için genellikle sürünme testi (creep, kayma), gerilim - gevşeme testi (stress relaxation) ve dinamik ölçümler kullanılmaktadır (Murata, 2012; Mutlu, 1992 ve Topcu, 2015).

1.2.5.1. Viskoelastisitenin Ölçülmesinde Kullanılan Testler

1.2.5.1.1. Sürünme, Kayma (Creep) Testi

Spesifik bir yükün belirli zaman aralığında uygulanmasıyla oluşan gerilmeleri ölçen sürünme testi Voigt modeli ile analiz edilir. Yavaş hareketle değişim eğrisi olarak ifade edilen sürünme eğrisi ayrıca dört elementli bir modelle değerlendirilebilir (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Duman, 2002; Murata, 2012 ve Topcu, 2015).

1.2.5.1.2. Gerilim Gevşeme (Stress Relaxation) Testi

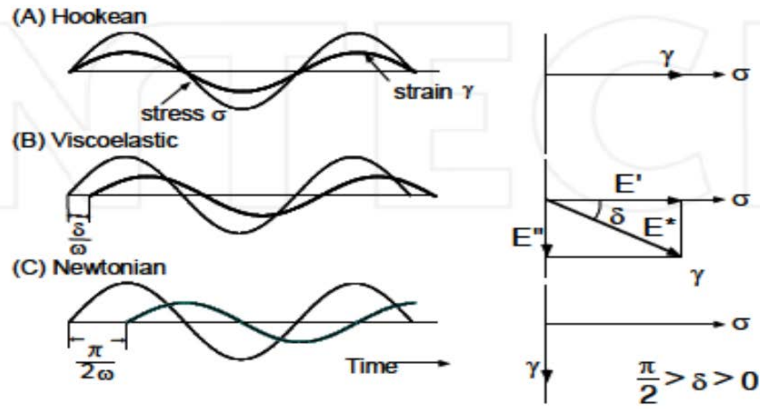
Belirli bir materyal hacmi hızla deforme edildikten sonra gerilme düzeyini zamanın bir fonksiyonu olarak korumak için gereken gerilim miktarını ölçmektedir.

Araştırmacılar yumuşak astar maddelerinin viskoelastisitesini araştırmak için iki farklı test metodolojisinden yararlanmaktadır. İlki statik (çoğunlukla sürünme veya gerilim gevşeme) test yöntemleridir. Ancak elde edilen bilgilerin çiğneme işleminden daha uzun zaman ölçeğiyle ilişkili olması ana dezavantaj olarak sayılmaktadır. Dinamik yöntemler ise klinik alanda maruz kalınan çiğneme yüklerini taklit edebilecek metodlar içermesinden dolayı daha fazla tercih edilmektedir (Saber-Sheikh ve ark., 1999).

1.2.5.1.3. Dinamik Ölçümler

Polimerlerin viskoelastik özellikleri sürünme, kayma testi ve gerilim gevşeme testi ile incelenmekte ve bu statik testler önemli birtakım bilgilere ulaşılmasını sağlamaktadır. Ancak bu yöntemler materyallerin reolojik özelliklerinin kesin bir şekilde değerlendirilebilmesi için yeterli olmamaktadır. Bu noktada materyalin sinusoidal veya diğer döngüsel gerilimlere cevabını inceleyen dinamik - mekanik testler ön plana 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 fazdadır. İdeal viskoz bir sıvı içinse gerilme 90° faz dışındadır. Viskoelastik bir materyal söz konusu olduğunda, gerilme iki sinüs dalgası arasında (0°-90°) farklılık göstermektedir (Şekil 1.11) (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3 ve Murata, 2012).



Şekil 1.11. A. İdeal elastik katı için gerilim - gerilme ilişkisi, B. Viskoelastik maddeler için gerilim - gerilme ilişkisi, C. İdeal viskoz sıvı için gerilim - gerilme ilişkisi

Sinusoidal gerilmenin genliğindeki azalma ya da gerilme dalgasının gecikmesi materyalin viskoelastik özelliklerine bağlıdır. Kompleks modülüs (E^*) tepe geriliminin tepe gerilmesine oranıdır ve depolama modülüsü (E') ve kayıp modülüs (E'') olmak üzere iki komponente ayrılır. Depolama modülü (E'), faz içindeki gerilimin gerilmeye oranıdır. Materyal davranışının elastik komponentinin göstergesidir ve deformasyon döngüsündeki depolanan enerjiyle direkt olarak orantılıdır. Kayıp modül (E'') ise gerilme fazının 90° dışındaki gerilimin gerilmeye olan oranıdır. Materyal davranışının viskoz komponentinin göstergesidir ve deformasyon döngüsündeki açığa çıkan ya da ısı olarak kaybedilen enerjinin ölçümüdür.

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

$$E' = |E^*| \cos \delta$$

$$E'' = |E^*| \sin \delta$$

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

$$\tan \delta = E'' / E'$$

Bu parametre doğrudan elastik ve viskoz komponentin dengesini yansıtır. Büyük değerler akışkan davranışı işaret ederken, küçük değerler elastik katı benzeri davranışı ifade etmektedir.

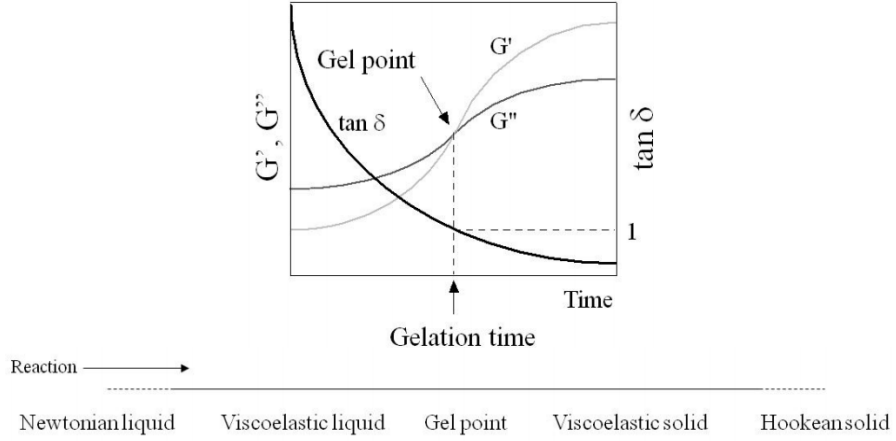
Deneysel metodlar malzemenin durumuna (sıvı, katı, sol – jel geçişi) bağlı olup viskoelastik sıvılar ve jelleşme için birçok ölçüm metodu vardır. Bu metodlar arasında sıklıkla salınımlı reometrelerin kullanıldığı paralel plaka ya da koni ve plaka test konfigürasyonu bulunmaktadır. Paralel plaka sistemine göre hesaplanan gerilim ve gerinmeye bağlı olarak, kompleks modülüs (G^*), kayıp modülüs (G'') ve depolama modülüsü (G') belirlenir (Murata, 2012).

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

$$G' = |G^*| \cos \delta$$

$$G'' = |G^*| \sin \delta$$

$$\tan \delta = G'' / G'$$



Şekil 1.12. Jelasyonun dinamik viskoelastik özelliklerinin tepkime süresine bağlı olarak şematik gösterimi

Reaksiyon boyunca G' in, G'' ye eşit olduğu zamana jelleşme zamanı denir (Şekil 1.12). Bu noktadan önce malzeme yapı gereği viskoelastik likit özellikte iken bu noktadan sonra viskoelastik katı özelliğindedir. Bu reolojik parametreler (G' , G'' ve $\tan \delta$) genellikle materyallerin sıcaklık ve frekans ilişkisini değerlendirmek için kullanılmaktadır.

Kompleks modulus (G^*), kayma geriliminin harmonik salınımlı bir şekilde uygulandığı durumlarda materyalde oluşan frekansa bağlı viskozitedir (Barnes ve ark., 1993, Chapter 3; Duman, 2002 ve Murata, 2012).

1.2.6. Reolojik Ölçüm Testleri

Katıların, yarı katıların ve sıvıların viskoelastik özelliklerini ölçen aletler “reometre” olarak adlandırılmaktadır. Bunun yanı sıra sıvıların akıcılık özelliklerini sınırlı biçimde tanımlayan aletler ise “viskozimetre” olarak adlandırılır. Ölçüm aletleri; maliyetleri çok ucuz cam kapiler viskozimetrelerden, yüksek ölçüm kabiliyetlerine sahip çok pahalı rotasyonel aletlere kadar geniş bir aralıkta değişmektedir. Akışkan ve yarı-akışkan malzemelerin reolojik özellikleri genellikle

rotasyonel plakalı ve kanal tipi reometrelerle ölçülmektedir (Schramm, 1994, Chapter 3).

Rotasyonel sistemler, genelde zamana bağlı davranışı incelemek için kullanılır. Kanal sistemlerinde ise; malzemenin cihaz içerisinde bir kez geçişine müsaade edilir. 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 (Topcu, 2015).

Reolojik ölçümlerde kullanılan her aletin bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Yerçekimi fonksiyonlu cam kapiler aletler sadece Newtonumsu akışkanlar için uygunken, hesaplamaları basit olan konik ve tabakalı sistemler orta derecede kesme hızları ile sınırlanmaktadır. Pipet (boru) ya da mikser viskozimetreleri ise; konik ve tabakalı ya da paralel tabakalı aletlere göre çok daha geniş tanecikli sistemleri incelemek için kullanılırlar. Kesme ile ilgili problemler ve yapısal olarak duyarlı malzemelerdeki bozulmalar, mikser türü viskozimetreler ile minimize edilir. Genel olarak son bir basınç düzenlemesi gerektiren yüksek basınçlı kapilerler ise yüksek kesme hızlarında çalıştırılabilirler. Boru viskozimetreleri ise üretim güçlüklerini ve maliyetlerini ortadan kaldırmak için kullanılırlar (Topcu, 2015).

Bir malzemenin reolojik özelliklerinin başarılı bir şekilde ölçülmesi ve değerlendirilmesi, uygun yöntem ve doğru reometrenin seçilmesine bağlıdır. Reometrelerin tasarımında, sıcaklık ve işlem parametreleri esas alınır (Barnes ve ark., 1993, Chapter 2 ve Topcu, 2015).

Bu amaçla kullanılan cihazlar ;

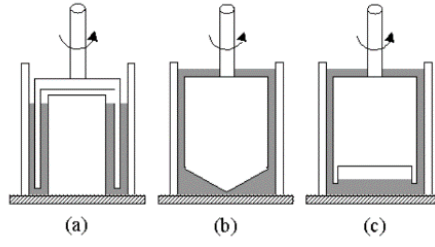
Kapiler (Kılcal) Reometre: Bir tüp ya da kapiler kullanılarak akışkanlığın ölçüldüğü ilk bilimsel çalışma 1839 yılında Hagen tarafından yapılmıştır. Materyalin akması için gerekli olan basınç azalması ile akma oranı arasındaki ilişkiyi keşfeden

Poiseuille ise kapiler reometrenin temelini oluşturmuştur (Acartürk ve ark., 2009; Duman, 2002 ve Mutlu, 1992).

Bu tip reometreler, Newtonian sıvıların viskozitesini belirlemek için uygun bir yöntem olup geniş makaslama oranı aralığına sahip Newtonian akış göstermeyen sıvılar için uygun değildir. Çalışma kolaylığı, ucuz maliyetli olması, yüksek doğruluk oranı ve geniş sıcaklık aralığı üzerinde sıcaklığın belli bir düzeyde tutulma kolaylığı bu cihazların kullanımının başlıca avantajları iken; geniş aralıkta makaslama hızlarının olması, tiksotropik maddelerin zamana bağımlılığının kolaylıkla ölçülememesi ve dispers sistem içindeki katıların kapiler duvarlarına doğru göç etme meyilleri gibi dezavantajlara da sahiptir. U tüpler bu grup reometreler arasında en sık kullanılanıdır (Acartürk ve ark., 2009; Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; Çınar, 2017; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Rotasyonel Reometre: İlk rotasyonel reometre 1988 de Couette tarafından tasarlanmış daha sonra Hatcheck tarafından modifiye edilmiş versiyonu tanımlanmıştır (Barnes ve ark., 1993, Chapter 2 ve Duman, 2002).

Bu tip reometrelerin çalışma prensibi; test edilecek örneğin rotasyon yapan yüzeyler arasında makaslama gerilimine maruz bırakılmasıdır. Tork ve rotasyonel hız, doğrudan ölçülür. Makaslama oranı ve makaslama gerinmesi kullanılarak viskozite hesaplanır. Reolojik parametrelerin zamanın bir fonksiyonu olarak ölçülebilmesi ve örnek boyunca homojen bir makaslama oranının oluşturulabilmesi gibi avantajlara sahip olan rotasyonel reometreler; yüksek makaslama oranının aşırı sıcaklık artışı olmaksızın elde edilememesi ve kapiler reometrelerden daha pahalı olmaları gibi dezavantajlara sahiptir. Rotasyonel reometreler; rotasyon yapan yüzeylerin geometrisi ve gerekli olan makaslama oranına bağlı olarak; eş merkezli silindir, kon ve plak, çift kon-plak, kon-kon, paralel plak ve disk olarak sınıflandırılmaktadır (Şekil 1.13) (Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; Çınar, 2017; Duman, 2002 ve Mutlu, 1992).



Şekil 1.13. Rotasyonel reometrelerin şekilleri; (a) konsentrik silindir (b) kon - plaka, (c) paralel plaka

Eş merkezli (concentric) silindir reometreler: Bir silindir içerisinde küçük başka bir silindir içeren bu tip reometrelerde, materyal dış silindirin iç çeperi ile iç silindirin dış çeperi arasında kaymaya uğrar. Aletin özelliğine göre silindirlerden biri ya da ikisi döndürülerek silindirin yüzeyinde oluşan ve örneğin viskozitesi ile orantılı olan gerilim kaydedilir. Fazla miktarda örnek gereksinimi bu reometrelerin en büyük dezavantajıdır (Acartürk ve ark., 2009; Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Kon ve plak reometreleri: Sabit bir tabla üzerinde belli açıda dönen koni mekanizmasından oluşan bu reometrelerde ölçülecek örnek, koni ile tabla arasında oluşan dar bir aralıkta kaymaktadır. Hız farkı azaltılıp arttırılabilir. Makaslama oranı kon açısıyla, makaslama gerilmesi ise kon çapıyla ilişkilidir. Makaslama hız gradyanının, örneğin her tarafında sabit olması ve de çok küçük örnek miktarları ile (0.1 - 0.2 ml) ölçüm yapılabilmesi gibi avantajlarının yanı sıra; plak geometrisinden dolayı makaslama alanının merkezden kenara doğru değişmesi bu reometrelerin dezavantajıdır (Acartürk ve ark., 2009; Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Çift kon - plak reometreleri: Yüksek viskoz ve gevrek örneklerin ölçümünde basit kon - plak reometreleri yerine tercih edilmektedir (Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Kon-kon reometreleri: Bu reometreler örneğin, genel bir eksene ve tepeye sahip göreceli dönen konlar arasına yerleştirilerek akışkanın yerçekimi ağırlığı ile

cihazda kalması prensibine göre çalışmaktadır (Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Paralel plak reometreleri: Örnek viskozitesinin, merkez boyunca bir eksen etrafında dönen iki paralel plaka arasında meydana gelen kayma geriliminin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (Barnes ve ark., 1993, Chapter 2; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Disk reometreleri: Newtonumsu (Newtonian) akışkanlar için kullanılan, iki paralel plak ve bir eş merkezli silindir kenar bölgesinden oluşan reometrelerdir (Duman, 2002).

Sahnımlı (Oscillatory) Reometre: Materyale küçük şiddette uygulanan deformasyona karşı cevap olarak oluşan gerilim veya gerinmenin ölçülmesi ilkesine dayanmaktadır. Hem elastik hem de viskoz özelliklerin incelenebilmesi ve çok küçük miktardaki deformasyonların ölçümünün, maddenin yapısı değiştirilmeden çok hassas bir şekilde yapılabilmesi avantajları olarak sayılmaktadır. Konvansiyonel ve güncel reometreler olarak sınıflandırılmaktadırlar (Duman, 2002; Çınar, 2017 ve Topcu, 2015).

Konvansiyonel reometreler: Örneğin, küçük sinüsoidal gerilime maruz bırakılmasıyla meydana gelen deformasyonu ölçer. Yüzeylerden biri titreşirken diğeri sabittir. Titreşen yüzeylerin geometrisine göre; paralel plak, silindirik, kon - plak gibi çeşitleri mevcuttur (Çınar, 2017; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Güncel reometreler: Malzemenin sabit akma davranışını karakterize etmek için kullanılan güncel reometrelerde harmonik gerilim oluşturmak için örnek yüzeylerinden 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 değıştirmiş yarım küre, eğik

plak ve eğik kon gibi farklı geometriler de mevcuttur (Çınar, 2017; Duman, 2002 ve Topcu, 2015).

Paralel Plak Plastometreler: Aynı büyüklükteki paralel plakların arasında sıkıştırılan örneğin üst plakasına kuvvet uygulanarak plak mesafesinin hareket oranı, zamanın bir fonksiyonu olarak ölçülür (Duman, 2002).

Sürgü (Sliding) Plak Reometre: Uniform makaslama akışı oluşturmak için en basit geometri, iki paralel plak içermesidir. Yüksek viskoziteli akışkanların incelenmesi için kullanılmaktadır (Duman, 2002).

Sürgü Silindir ve Bar Reometre: Sürgü silindir reometre; basit makaslama oluşturmak için kullanılır ve akma bazen teleskobik akma olarak da adlandırılır. Bar reometre aynı zamanda teleskobik makaslama reometresinin bir örneğidir (Duman, 2002).

Şerit (Band) Reometre: Basit makaslamalar oluşturmak için kullanılır (Duman, 2002).

Penetrometre: Viskoz akışkanın içine belirli bir kuvvet ile belirli bir süre için belirli bir derinliğe kadar ilerletilen silindir iğne veya kondan oluşmaktadır. Ölçülen maddenin ilk sertleşme anı; iğnenin örneğe daha fazla penetre olmamaya başladığı süre olarak kaydedilir (Duman, 2002).

Yarık (Slit) Reometre: Akışkanların, genişliği kalınlığından daha fazla olan dikdörtgen kanal içerisinde akıtılması prensibiyle çalışan yarık reometreler kapiler akmayı andırmasına rağmen geometrisi farklıdır (Duman, 2002).

Delik (Orifice) Reometre: Akışkanların; belirli bir hacminin ince bir plaktaki delikten akma zamanının ölçülmesi prensibiyle çalışmaktadır (Duman, 2002).

1.3. Diş Hekimliğinde Reoloji

Sanayi ve teknolojideki malzemelerin gelişmesiyle birlikte; dental materyallerde de her daim kaliteli ve yenilikçi sistemlere gereksinim duyulmaktadır. Ayrıca gelişmekte olan materyallerin etkili bir şekilde kullanılabilmesi için bazı özellikleri bilinmelidir. Kullanım alanları, çalışma ve sertleşme zamanları, adezyonları, boyutsal stabiliteleri göz önüne alınarak tercih edilmelidir. Bu özellikler de büyük oranda malzemelerin reolojisine bağlıdır (Philips, 1991).

Üretilen tüm materyaller reolojik özelliklere sahiptir ve reolojik çalışmalar; jeoloji, madencilik, gıda ve kozmetik sanayi, kimya alanı, kompozit materyaller, pastalar, elektroeoloji gibi geniş bir çok alanı kapsamaktadır.

Diş hekimliğinde genel olarak reolojik özellikler; depolama modülü (G'), kayıp modül (G''), kayıp tanjant (tanjant delta, $Tan \delta$) ve kompleks viskozite (η') parametrelerini içermektedir. G' , depolanan enerjinin ölçümü olup materyalin elastik komponentini temsil ederken, G'' , materyalin viskozitesini ifade eder ve kayıp enerjinin ölçümüdür (ısı vb). $Tan \delta$, viskoz kısmın elastik kısma oranıdır. η' ise, materyalin mikroskobik yapısının çok düşük kuvvetteki makaslama hareketine karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır (Kaur ve ark, 2015). Reolojide sıcaklık, zaman, akma hızı, toz/likit oranı, nem, partikül boyutu ve moleküler ağırlık gibi özellikler incelenirken bu parametreler kullanılmaktadır (Khedmat ve ark, 2013).

Diş hekimliğinde; yumuşak astar maddeleri ve doku düzenleyicilerinin yanı sıra akrilik rezinler, simanlar, ölçü maddeleri, endodontik materyaller, adezivler, dental kompozitler, flor jelleri, fissür örtücüler, dental mumlar gibi bir çok materyalin incelenmesinde reometrelerden faydalanılmış ve ölçümler için de; paralel plaka, eş merkezli silindir, penetrometre, osilasyonlu plakalar, kapiler ekstrüzyon, koni ve plaka, resiprokasyonlu reometre, displacement reometre ve kompresyon reometreleri gibi bir çok reometre cihazı kullanılmıştır.

1.4. Çalışmanın Amacı

Konuyla ilgili literatür taramamızda yumuşak astar maddelerinin fiziksel ve kimyasal özellikleriyle ilgili bir çok çalışma bulunmaktadır. Ancak yumuşak astar maddelerinde partikül boyutlarının, toz - likit oranlarının, molar hacimlerinin reolojik özelliklere etkisi incelenmekle birlikte; hem viskozite ve akıcılık özellikleri hem de farklı sıcaklıklardaki reolojik özellikleriyle ilgili ortak çalışma çok azdır.

Çalışmamızın amacı; günümüzde sık kullanılan bazı yumuşak astar maddelerinin geliştirilmiş bir reometreden faydalanılarak reolojik özelliklerinin değerlendirilmesi, farklı sıcaklık değerlerinin bu özellikler üzerine etkilerinin incelenmesidir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Araştırmamızda, günümüzde çok çeşitli amaçlar için kullanılan bazı akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin; jelasyon zamanı boyunca reolojik özelliklerinin kompleks viskozite, tanjant delta, depolama modulus ve kayıp modulus parametreleri ile incelenmesi ve bu özelliklerin kendi aralarında karşılaştırılmasıyla klinik kullanım sırasında maruz kalınan farklı sıcaklıkların reolojik özelliklere etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2.1. Örneklerin Seçilmesi ve Hazırlanması

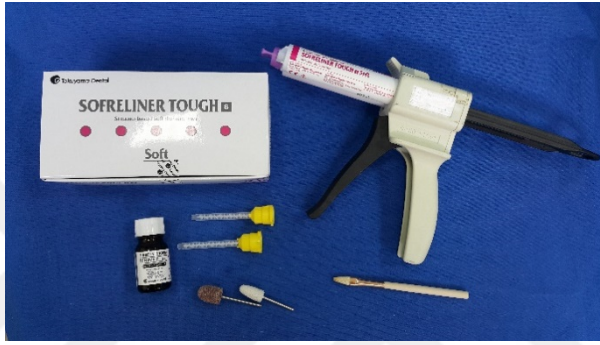
Çalışmamızda incelenmek üzere oda ısısında sertleşen farklı iki yapıya sahip beş adet yumuşak astar maddesi seçilmiştir. Bu malzemelerin günümüzde sık kullanılan yumuşak astar maddeleri olmasına özen gösterilmiştir. Çalışmamızda kullanılan astar maddeleri Çizelge 2.1' de gösterilmektedir.

Çizelge 2.1. Kullanılan astar maddelerinin özellikleri

GRUPLAR	ÜRÜN ADI	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	ÜRETİM TİPİ	BATCH NO LOT NO
A	VİSCO GEL	DENTSPLY (USA)	Plasticized PMMA/PEMA	Toz/Likit	1608000400
B	SOFRELİNER TOUGH S	Tokuyama Corp. (Japan)	Poly(siloxane)	Pasta/Pasta	036E57
C	SOFRELİNER TOUGH M	Tokuyama Corp. (Japan)	Poly(siloxane)	Pasta/Pasta	038E57
D	UFİ GEL P	VOCO GmbH (Germany)	Poly(siloxane)	Pasta/Pasta	1648489
E	TRUSOFT	Bosworth Company (USA)	Plasticized PMMA/PEMA	Toz/Likit	FL1240



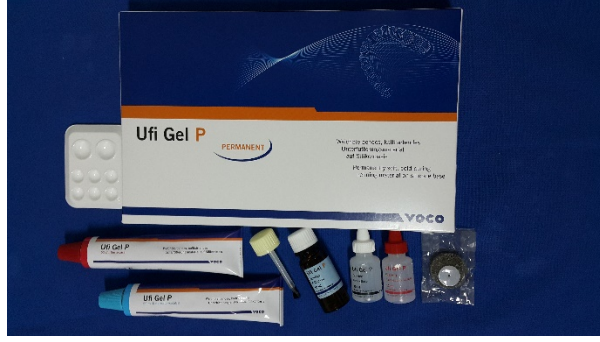
Şekil 2.1. Grup A (VİSCO GEL, DENTSPLY, USA)



Şekil 2.2. Grup B (SOFRELİNER TOUGH S, Tokuyama Corp., JAPAN)



Şekil 2.3. Grup C (SOFRELİNER TOUGH M, Tokuyama Corp., JAPAN)



Şekil 2.4. Grup D (UFİ GEL P, VOCO GmbH, GERMANY)



Şekil 2.5. Grup E (TRUSOFT, Bosworth Company, USA)

Yukarıda Şekil 2.1, 2.2, 2.3, 2.4 ile 2.5 olarak gösterilen astar maddeleri üretici firmaların tavsiye ettiği kullanımlara göre gruplara ayrılmıştır.

Grup A; fonksiyonel ölçü, geçici astar maddesi ve doku iyileştirmesi amacıyla kullanılan astar maddesi.

Grup B; Grup C üretiminin uzun süreli ya da geçici süreli kullanıma ve doku iyileştirmeye uygun formülize edilmiş astarlama maddesi.

Grup C; uzun süreli kullanıma uygun astarlama maddesi.

Grup D; uzun süreli kullanıma uygun besleme maddesi.

Grup E; 30 günden daha uzun süre kullanılabilmesi için formülize edilmiş geçici astarlama maddesi.

Şekil 2.1, 2.2, 2.3, 2.4 ile 2.5 olarak gösterilen Grup A, Grup B, Grup C, Grup D ve Grup E yumuşak astar maddeleri üretici firmaların direktiflerine göre hazırlanmıştır. Standardizasyonu sağlamak amacıyla Grup A ve Grup D ile Grup E; hassas terazi yardımıyla belirli toz - likit ve pasta - pasta oranında, önerilen karıştırma sürelerinde hava kabarcığı oluşmamasına dikkat edilerek manuel olarak hazırlanmıştır. Grup B ve Grup C astar maddeleri ise otomatik karıştırma sistemlerine sahiptir.

2.2. MCR - 102 Reometre Cihazı

Hazırlanan örneklerin reolojik özelliklerini incelemek üzere, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Peltier sıcaklık kontrol ünitesi ile donatılmış, osilasyon hareketi yapan reometre cihazı (Anton Paar MCR 102, Anton Paar GmbH, Austria) kullanılmıştır. Bir sirkülasyon ünitesiyle birlikte Peltier sıcaklık kontrol ünitesi, kullanıcıya (-150) °C ile (+1000) °C arası sıcaklıklarda ölçüm yapma imkanı tanımaktadır. Reometre cihazı hava yastıklı bir cihaz olup yaklaşık 6 barlık kompresör yardımıyla çalışmaktadır. Ölçüm sistemlerinin ve aksesuarların otomatik tanınmasını sağlayan patentli Toolmaster™ sistemine sahip bu reometrede yapılan ölçümler cihaza bağlı bilgisayar ortamında yine cihaza ait yazılıma (Anton Paar RheoCompass 1.18, Anton Paar GmbH, Austria) yüklenmektedir. Reometre cihazı Şekil 2.6' da ve cihazın teknik özellikleri Çizelge 2.2' de gösterilmektedir.



Şekil 2.6. Anton Paar MCR 102

Çizelge 2.2. Anton Paar reometre cihazın teknik donanım özellikleri

Açısal hız aralığı	10^{-8} - 314 rad/sn
Tork aralığı	7.5 nNm (salınım) - 200 mNm 5 nNm (rotasyon) - 200 mNm
Açısal sapma, ayar değeri	1 - ∞ μ rad
Açısal frekans aralığı	10^{-7} - 628 rad/sn
Normal kuvvet aralığı	0,01 - 50 N
Viskozite aralığı	1 mPas - 10^9 mPas
Kayma hızı aralığı	0,01 - 1200 sn^{-1}
Sıcaklık aralığı	(- 150) °C - (+ 1000) °C

Ölçümler; kullanılan materyallere uygun olarak, yukarıda bahsedilen özelliklere sahip reometre cihazında 25 mm çapta paralel plaka geometrili sensör ile plakalar arası 1 mm mesafede 1 Hz frekansla gerçekleştirilmiştir. Sonuçların değerlendirilmesi; yapılan pilot çalışmalar, cihazın materyal karakterine uygun yönlendirmeleri ve konu ile ilgili literatür araştırmaları göz önünde bulundurularak yapılmıştır.

2.3. İzotermal Kütleme, Jelleşme Testi (Isothermal Curing, Gelification Test)

Araştırmamızda örneklere; çalışma ve sertleşme zamanı boyunca farklı sıcaklıklarda reolojik özelliklerin kompleks viskozite (η'), tanjant delta ($\tan \delta$),

depolama modulus (G') ve kayıp modulus (G'') parametreleri ile incelenmesi amacıyla osilasyonlu hareket eden plakalarla izotermal kütleme ve jelleşme testi (Isothermal Curing, Gelification Test) uygulanmıştır.

Cihazın alt plakası, örneğin istenilen sıcaklıkta muhafaza edilmesini sağlayan bir Peltier aleti görevi görür. Ölçümlerden önce üst plaka alt Peltier plaka ile 1 dakika temasla getirilerek plakaların istenilen sıcaklıkta dengelenmeleri sağlanmıştır.

Örnekler, karıştırıcı (spatül) veya enjektör yardımıyla cihazın üst test plağı 5 cm yükseklikte iken alt test plağı üzerine yerleştirilmiştir. Testi başlatmak için cihaz; plakalar arası mesafeyi otomatik olarak hızlı bir şekilde 1 mm ye getirmek suretiyle üst plakayı aşağıya indirmektedir. Belirlenen mesafeye ulaşıldığında taşan fazla malzeme temizlenerek test başlatılmıştır. Karıştırma işlemi başladıktan 1 dk sonra veri elde edilmeye başlanmış ve bu zaman; deney başlangıç zamanı " t_0 " olarak kabul edilmiştir. Deneyler; izotermal kütleme testinde $23\text{ °C} \pm 0.01$, $33\text{ °C} \pm 0.01$ ve $37\text{ °C} \pm 0.01$ sıcaklıklarında test başlama zamanından itibaren 15 dk boyunca yapılmıştır. 15 dk boyunca her 30 saniyede bir veri alınarak toplamda her bir parametre için 31 adet veri elde edilmiştir. Testler her örnek grubu için 11 kez tekrarlanmış olup, toplam 165 adet izotermal kütleme ve jelleşme testi yapılmıştır.

Konuyla ilgili literatür ve tez çalışmaları göz önünde bulundurularak, uygulanan testler sonucu elde edilen depolama modulus (G'), kayıp modulus (G''), tanjant delta ($\tan \delta$) ve kompleks viskozite (η') değerleri, deneylerin toplam süresi olarak belirlenen 15 dk boyunca, karıştırılmaya başladıktan sonraki 1. dk ölçümün 0. dk ve ilk ölçümü olarak kabul edilmesi suretiyle 1. dk, 2. dk, 3. dk, 6. dk, 9. dk, 12. dk ve 15. dk lardaki ölçüm değerleri her bir zaman periyodunda incelenmiştir.

2.4. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapılmıştır. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının

normale yakın olup olmadığı Kolmogorov Smirnov testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmış. Tanımlayıcı istatistikler sürekli sayısal değişkenler için ortalama \pm standart sapma şeklinde gösterilmiştir.

Materyal ve sıcaklık sabit tutularak yapılan ölçümler (depolama modulus, kayıp modulus, tan delta ve kompleks viskozite) yönünden izlem zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığı Friedman testiyle değerlendirilmiştir. Friedman test istatistiği sonuçlarına göre önemli bulunan durumlarda Wilcoxon İşaret testi kullanılarak farka neden olan izlem zaman(lar)ı tespit edilmiştir. Farklı yapıdaki materyallerin arasında yapılan ölçümler yönünden farkın önemliliği bağımsız grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U testi ile ikiden fazla grup arasındaki farkın önemliliği ise Kruskal Wallis testiyle araştırılmıştır. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunduğu yerlerde Conover'in Çoklu Karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan durum(lar) tespit edilmiştir.

Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiş ancak olası tüm çoklu karşılaştırmalarda, Tip I hatayı kontrol altına alabilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

3. BULGULAR

Çalışmamızda silikon ve akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinin zamana bağlı, farklı sıcaklık değerlerinde reolojik özellikleri in vitro olarak araştırılmıştır.

İzotermal kütleme ve jelleşme testi uygulanan astar maddelerinin örnek sayısı ve yüzde dağılımı Çizelge 3.1' de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. İzotermal kütleme, jelleşme testi uygulanan astar maddelerinin sayısı ve yüzde dağılımı

Materyaller	Deney sayısı	Yüzde oranı (%)
GRUP A	33	20
GRUP B	33	20
GRUP C	33	20
GRUP D	33	20
GRUP E	33	20
Toplam	165	100

3.1. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Depolama Modulus (G') Bulguları

3.1.1. Grup A (Visco Gel) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları

Çizelge 3.2' de akrilik esaslı Grup A için belirli zamanlarda depolama modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.2. Grup A için depolama modulus değeri dağılımları

Depolama Modulus - GRUP A			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)
0.dk	0.0013±0.0005	0.0010±0.0006	0.0006±0.0003
1.dk	0.0012±0.0004	0.0019±0.0010	0.0025±0.0016
2.dk	0.0014±0.0005	0.0048±0.0024	0.0093±0.0045
3.dk	0.0018±0.0007	0.0104±0.0045	0.0224±0.0081
6.dk	0.0038±0.0014	0.0398±0.0118	0.0781±0.0163
9.dk	0.0074±0.0025	0.0757±0.0173	0.1267±0.0197
12.dk	0.0126±0.0040	0.1091±0.0205	0.1625±0.0203
15.dk	0.0189±0.0055	0.1377±0.0221	0.1877±0.0203

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta depolama modulus değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.1.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları

Çizelge 3.3' de silikon esaslı Grup B için belirli zamanlarda depolama modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.3. Grup B için depolama modulus değeri dağılımları

Depolama Modulus - GRUP B			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)
0.dk	0.0037±0.0001	0.0037±0.0001	0.0036±0.0001
1.dk	0.0059±0.0001	0.0089±0.0004	0.0123±0.0011
2.dk	0.0078±0.0001	0.0226±0.0013	0.0510±0.0061
3.dk	0.0099±0.0002	0.0590±0.0034	0.1230±0.0084
6.dk	0.0228±0.0007	0.2116±0.0082	0.2798±0.0092
9.dk	0.0576±0.0027	0.2983±0.0109	0.3359±0.0097
12.dk	0.1133±0.0056	0.3341±0.0108	0.3582±0.0096
15.dk	0.1712±0.0082	0.3526±0.0100	0.3695±0.0091

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta depolama modulus değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.1.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları

Çizelge 3.4' de silikon esaslı Grup C için belirli zamanlarda depolama modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.4. Grup C için depolama modulus değeri dağılımları

Depolama Modulus - GRUP C			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)
0.dk	0.0074±0.0003	0.0072±0.0001	0.0063±0.0005
1.dk	0.0119±0.0004	0.0148±0.0003	0.0172±0.0010
2.dk	0.0151±0.0005	0.0245±0.0013	0.0456±0.0061
3.dk	0.0179±0.0006	0.0492±0.0043	0.1601±0.0310
6.dk	0.0317±0.0014	0.4310±0.0367	0.6226±0.0349
9.dk	0.0716±0.0054	0.6402±0.0099	0.6657±0.0125
12.dk	0.1836±0.0131	0.6690±0.0093	0.6781±0.0114
15.dk	0.3767±0.0164	0.6799±0.0099	0.6831±0.0106

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta depolama modulus değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.1.4. Grup D (Ufigel P) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları

Çizelge 3.5' de silikon esaslı Grup D için belirli zamanlarda depolama modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.5. Grup D için depolama modulus değeri dağılımları

Depolama Modulus - GRUP D			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)
0.dk	0.0008±0.0002	0.0012±0.0001	0.0011±0.0001
1.dk	0.0015±0.0003	0.0048±0.0003	0.0071±0.0009
2.dk	0.0028±0.0005	0.0202±0.0014	0.0507±0.0073
3.dk	0.0048±0.0008	0.0816±0.0072	0.2251±0.0211
6.dk	0.0227±0.0037	0.3471±0.0097	0.3548±0.0115
9.dk	0.0959±0.0166	0.3653±0.0097	0.3654±0.0122
12.dk	0.2460±0.0244	0.3725±0.0099	0.3703±0.0125
15.dk	0.3194±0.0087	0.3765±0.0103	0.3734±0.0126

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta depolama modulus değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.1.5. Grup E (Trusoft) İçin Depolama Modulus (G') Bulguları

Çizelge 3.6' da akrilik esaslı Grup E için belirli zamanlarda depolama modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.6. Grup E için depolama modulus değeri dağılımları

Depolama Modulus - GRUP E			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)
0.dk	0.0064±0.0035	0.0070±0.0019	0.0092±0.0035
1.dk	0.0139±0.0072	0.0290±0.0053	0.0427±0.0110
2.dk	0.0232±0.0114	0.0506±0.0074	0.0702±0.0153
3.dk	0.0330±0.0153	0.0684±0.0088	0.0887±0.0174
6.dk	0.0604±0.0235	0.0990±0.0104	0.1142±0.0191
9.dk	0.0818±0.0281	0.1144±0.0115	0.1243±0.0195
12.dk	0.0978±0.0309	0.1224±0.0123	0.1293±0.0194
15.dk	0.1105±0.0326	0.1278±0.0123	0.1317±0.0194

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta depolama modulus değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.2. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Kayıp Modulus (G'') Bulguları

3.2.1. Grup A (Visco Gel) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları

Çizelge 3.7' de Grup A için belirli zamanlarda kayıp modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.7. Grup A için kayıp modulus değeri dağılımları

Kayıp Modulus - GRUP A			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)
0.dk	0.0016±0.0005	0.0015±0.0007	0.0011±0.0005
1.dk	0.0017±0.0005	0.0026±0.0011	0.0032±0.0015
2.dk	0.0020±0.0006	0.0051±0.0019	0.0080±0.0027
3.dk	0.0024±0.0007	0.0086±0.0027	0.0141±0.0035
6.dk	0.0042±0.0012	0.0199±0.0039	0.0284±0.0037
9.dk	0.0066±0.0017	0.0281±0.0040	0.0347±0.0032
12.dk	0.0093±0.0022	0.0334±0.0037	0.0376±0.0028
15.dk	0.0121±0.0025	0.0366±0.0033	0.0388±0.0025

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kayıp modulus değerlerinde genel bir artış görülmektedir.

3.2.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları

Çizelge 3.8' de Grup B için belirli zamanlarda kayıp modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.8. Grup B için kayıp modulus değeri dağılımları

Kayıp Modulus - GRUP B			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)
0.dk	0.0031±0.0001	0.0032±0.0001	0.0033±0.0001
1.dk	0.0040±0.0001	0.0055±0.0001	0.0067±0.0004
2.dk	0.0048±0.0001	0.0091±0.0003	0.0134±0.0007
3.dk	0.0058±0.0001	0.0143±0.0004	0.0182±0.0006
6.dk	0.0096±0.0002	0.0197±0.0006	0.0187±0.0011
9.dk	0.0149±0.0005	0.0184±0.0014	0.0171±0.0009
12.dk	0.0187±0.0006	0.0170±0.0009	0.0153±0.0013
15.dk	0.0202±0.0004	0.0163±0.0011	0.0151±0.0008

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kayıp modulus değerlerinde genel bir artış görülmektedir.

3.2.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları

Çizelge 3.9' da Grup C için belirli zamanlarda kayıp modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.9. Grup C için kayıp modulus değeri dağılımları

Kayıp Modulus - GRUP C			
Ortalama Değerler ± Std Sapma			
ZAMAN	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)
0.dk	0.0058±0.0002	0.0059±0.0001	0.0055±0.0003
1.dk	0.0074±0.0002	0.0087±0.0001	0.0096±0.0004
2.dk	0.0085±0.0003	0.0116±0.0004	0.0153±0.0010
3.dk	0.0096±0.0003	0.0161±0.0006	0.0239±0.0015
6.dk	0.0135±0.0004	0.0262±0.0009	0.0220±0.0021
9.dk	0.0194±0.0008	0.0217±0.0006	0.0204±0.0032
12.dk	0.0266±0.0009	0.0193±0.0051	0.0210±0.0011
15.dk	0.0280±0.0013	0.0219±0.0025	0.0205±0.0019

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kayıp modulus değerlerinde genel bir artış görülmektedir.

3.2.4. Grup D (Ufigel) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları

Çizelge 3.10' da Grup D için belirli zamanlarda kayıp modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.10. Grup D için kayıp modulus değeri dağılımları

Kayıp Modulus - GRUP D			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)
0.dk	0.0016 \pm 0.0002	0.0020 \pm 0.0001	0.0019 \pm 0.0001
1.dk	0.0024 \pm 0.0003	0.0043 \pm 0.0002	0.0052 \pm 0.0003
2.dk	0.0033 \pm 0.0004	0.0094 \pm 0.0004	0.0146 \pm 0.0010
3.dk	0.0044 \pm 0.0005	0.0182 \pm 0.0009	0.0240 \pm 0.0008
6.dk	0.0103 \pm 0.0010	0.0239 \pm 0.0007	0.0236 \pm 0.0009
9.dk	0.0200 \pm 0.0016	0.0242 \pm 0.0008	0.0235 \pm 0.0008
12.dk	0.0243 \pm 0.0006	0.0238 \pm 0.0016	0.0234 \pm 0.0007
15.dk	0.0234 \pm 0.0007	0.0238 \pm 0.0015	0.0234 \pm 0.0009

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kayıp modulus değerlerinde genel bir artış görülmektedir.

3.2.5. Grup E (Trusoft) İçin Kayıp Modulus (G'') Bulguları

Çizelge 3.11' de Grup E için belirli zamanlarda kayıp modulus değerleri (Mpa cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.11. Grup E için kayıp modulus değeri dağılımları

Kayıp Modulus - GRUP E			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)
0.dk	0.0068 \pm 0.0028	0.0069 \pm 0.0013	0.0082 \pm 0.0024
1.dk	0.0106 \pm 0.0040	0.0154 \pm 0.0019	0.0191 \pm 0.0034
2.dk	0.0140 \pm 0.0048	0.0200 \pm 0.0019	0.0234 \pm 0.0034
3.dk	0.0168 \pm 0.0052	0.0224 \pm 0.0018	0.0249 \pm 0.0031
6.dk	0.0220 \pm 0.0054	0.0248 \pm 0.0018	0.0257 \pm 0.0028
9.dk	0.0247 \pm 0.0054	0.0257 \pm 0.0019	0.0262 \pm 0.0034
12.dk	0.0262 \pm 0.0055	0.0259 \pm 0.0021	0.0262 \pm 0.0030
15.dk	0.0273 \pm 0.0055	0.0262 \pm 0.0020	0.0262 \pm 0.0030

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kayıp modulus değerlerinde genel bir artış görülmektedir.

3.3. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Tan Delta (Tan δ) Bulguları

3.3.1. Grup A (Visco Gel) İçin Tan Delta (Tan δ) Bulguları

Çizelge 3.12' de Grup A için belirli zamanlarda tan delta değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.12. Grup A için tan delta değeri dağılımları

Tan Delta - GRUP A			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	Tan δ (23 °C)	Tan δ (33 °C)	Tan δ (37 °C)
0.dk	1.3209 \pm 0.1638	1.5509 \pm 0.1332	1.7555 \pm 0.1981
1.dk	1.4327 \pm 0.1144	1.4509 \pm 0.1543	1.3591 \pm 0.1785
2.dk	1.4373 \pm 0.1018	1.1247 \pm 0.1472	0.9115 \pm 0.1242
3.dk	1.3845 \pm 0.1073	0.8687 \pm 0.1111	0.6550 \pm 0.0770
6.dk	1.1418 \pm 0.1191	0.5124 \pm 0.0522	0.3692 \pm 0.0301
9.dk	0.9281 \pm 0.1059	0.3782 \pm 0.0330	0.2766 \pm 0.0182
12.dk	0.7682 \pm 0.0851	0.3100 \pm 0.0241	0.2329 \pm 0.0129
15.dk	0.6548 \pm 0.0679	0.2688 \pm 0.0190	0.2078 \pm 0.0099

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta tan delta değerlerinin azaldığı görülmektedir.

3.3.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Tan Delta (Tan δ) Bulguları

Çizelge 3.13' de Grup B için belirli zamanlarda tan delta değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.13. Grup B için tan delta değeri dağılımları

Tan Delta - GRUP B			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	Tan δ (23 °C)	Tan δ (33 °C)	Tan δ (37 °C)
0.dk	0.8199 \pm 0.0029	0.8761 \pm 0.0099	0.9208 \pm 0.0093
1.dk	0.6719 \pm 0.0022	0.6202 \pm 0.0156	0.5443 \pm 0.0200
2.dk	0.6231 \pm 0.0018	0.4036 \pm 0.0147	0.2643 \pm 0.0190
3.dk	0.5853 \pm 0.0041	0.2420 \pm 0.0084	0.1485 \pm 0.0072
6.dk	0.4227 \pm 0.0058	0.0932 \pm 0.0039	0.0670 \pm 0.0037
9.dk	0.2585 \pm 0.0052	0.0616 \pm 0.0053	0.0509 \pm 0.0035
12.dk	0.1655 \pm 0.0044	0.0509 \pm 0.0030	0.0427 \pm 0.0032
15.dk	0.1180 \pm 0.0039	0.0462 \pm 0.0033	0.0409 \pm 0.0024

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta tan delta değerlerinin azaldığı görülmektedir.

3.3.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Tan Delta (Tan δ) Bulguları

Çizelge 3.14' de Grup C için belirli zamanlarda tan delta değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.14. Grup C için tan delta değeri dağılımları

Tan Delta - GRUP C			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	Tan δ (23 $^{\circ}$ C)	Tan δ (33 $^{\circ}$ C)	Tan δ (37 $^{\circ}$ C)
0.dk	0.7851 \pm 0.0092	0.8205 \pm 0.0063	0.8780 \pm 0.0210
1.dk	0.6229 \pm 0.0025	0.5921 \pm 0.0039	0.5602 \pm 0.0114
2.dk	0.5675 \pm 0.0019	0.4755 \pm 0.0095	0.3385 \pm 0.0292
3.dk	0.5342 \pm 0.0016	0.3282 \pm 0.0167	0.1546 \pm 0.0294
6.dk	0.4252 \pm 0.0072	0.0613 \pm 0.0068	0.0355 \pm 0.0059
9.dk	0.2715 \pm 0.0112	0.0338 \pm 0.0008	0.0307 \pm 0.0049
12.dk	0.1451 \pm 0.0078	0.0289 \pm 0.0077	0.0310 \pm 0.0017
15.dk	0.0745 \pm 0.0047	0.0322 \pm 0.0036	0.0301 \pm 0.0029

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta tan delta değerlerinin azaldığı görülmektedir.

3.3.4. Grup D (Ufigel P) İçin Tan Delta (Tan δ) Bulguları

Çizelge 3.15' de Grup D için belirli zamanlarda tan delta değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.15. Grup D için tan delta değeri dağılımları

Tan Delta - GRUP D			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	Tan δ (23 $^{\circ}$ C)	Tan δ (33 $^{\circ}$ C)	Tan δ (37 $^{\circ}$ C)
0.dk	2.0327 \pm 0.1642	1.6936 \pm 0.0388	1.7291 \pm 0.1105
1.dk	1.5436 \pm 0.1098	0.9010 \pm 0.0230	0.7419 \pm 0.0506
2.dk	1.1991 \pm 0.0708	0.4655 \pm 0.0136	0.2922 \pm 0.0266
3.dk	0.9400 \pm 0.0559	0.2239 \pm 0.0106	0.1075 \pm 0.0110
6.dk	0.4604 \pm 0.0307	0.0688 \pm 0.0006	0.0665 \pm 0.0025
9.dk	0.2123 \pm 0.0218	0.0662 \pm 0.0007	0.0644 \pm 0.0005
12.dk	0.0996 \pm 0.0097	0.0638 \pm 0.0035	0.0633 \pm 0.0007
15.dk	0.0731 \pm 0.0027	0.0632 \pm 0.0033	0.0627 \pm 0.0014

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta tan delta değerlerinin azaldığı görülmektedir.

3.3.5. Grup E (Trusoft) İçin Tan Delta (Tan δ) Bulguları

Çizelge 3.16' da Grup E için belirli zamanlarda tan delta değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.16. Grup E için tan delta değeri dağılımları

Tan Delta - GRUP E			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	Tan δ (23 °C)	Tan δ (33 °C)	Tan δ (37 °C)
0.dk	1.1155 \pm 0.1318	0.9918 \pm 0.0735	0.9405 \pm 0.1199
1.dk	0.8015 \pm 0.0894	0.5377 \pm 0.0353	0.4565 \pm 0.0436
2.dk	0.6355 \pm 0.0693	0.3982 \pm 0.0237	0.3387 \pm 0.0294
3.dk	0.5325 \pm 0.0567	0.3296 \pm 0.0186	0.2846 \pm 0.0231
6.dk	0.3769 \pm 0.0367	0.2514 \pm 0.0107	0.2271 \pm 0.0151
9.dk	0.3098 \pm 0.0270	0.2246 \pm 0.0078	0.2123 \pm 0.0093
12.dk	0.2734 \pm 0.0210	0.2124 \pm 0.0058	0.2036 \pm 0.0083
15.dk	0.2516 \pm 0.0171	0.2054 \pm 0.0048	0.2000 \pm 0.0071

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta tan delta değerlerinin azaldığı görülmektedir.

3.4. Farklı Sıcaklıklarda Zamana Bağlı Kompleks Viskozite (η') Bulguları

3.4.1. Grup A (Visco Gel) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları

Çizelge 3.17' de Grup A için belirli zamanlarda kompleks viskozite değerleri (Pa.s cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.17. Grup A için kompleks viskozite değeri dağılımları

Kompleks Viskozite - GRUP A			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)
0.dk	331.3 \pm 106.91	288.5 \pm 144.46	206.0 \pm 100.85
1.dk	322.1 \pm 101.27	506.0 \pm 237.02	645.9 \pm 345.22
2.dk	380.7 \pm 124.49	1112.7 \pm 477.32	1949.7 \pm 821.32
3.dk	472.1 \pm 155.93	2146.0 \pm 818.06	4218.7 \pm 1389.98
6.dk	907.6 \pm 292.68	7087.0 \pm 1959.58	13227.4 \pm 2636.53
9.dk	1586.7 \pm 482.89	12857.1 \pm 2805.05	20916.7 \pm 3155.43
12.dk	2493.0 \pm 707.97	18160.4 \pm 3288.78	26554.9 \pm 3236.54
15.dk	3579.4 \pm 943.54	22682.0 \pm 3529.04	30513.0 \pm 3239.36

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kompleks viskozite değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.4.2. Grup B (Sofreliner Tough S) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları

Çizelge 3.18' de Grup B için belirli zamanlarda kompleks viskozite değerleri (Pa.s cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.18. Grup B için kompleks viskozite değeri dağılımları

Kompleks Viskozite - GRUP B			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)
0.dk	771.5 \pm 12.38	773.1 \pm 19.34	780.6 \pm 22.42
1.dk	1139.5 \pm 17.74	1660.4 \pm 57.16	2218.8 \pm 186.81
2.dk	1457.0 \pm 22.69	3877.2 \pm 197.92	8398.1 \pm 963.74
3.dk	1826.0 \pm 31.85	9660.1 \pm 541.09	19790.8 \pm 1331.39
6.dk	3943.5 \pm 118.08	33826.2 \pm 1299.10	44634.0 \pm 1461.64
9.dk	9462.2 \pm 430.11	47562.8 \pm 1729.33	53535.6 \pm 1537.09
12.dk	18273.6 \pm 890.34	53234.8 \pm 1715.35	57063.7 \pm 1528.21
15.dk	27436.7 \pm 1305.88	56185.5 \pm 1586.25	58855.2 \pm 1444.84

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kompleks viskozite değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.4.3. Grup C (Sofreliner Tough M) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları

Çizelge 3.19' da Grup C için belirli zamanlarda kompleks viskozite değerleri (Pa.s cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.19. Grup C için kompleks viskozite değeri dağılımları

Kompleks Viskozite - GRUP C			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)
0.dk	1495.2 \pm 55.77	1488.1 \pm 19.91	1324.1 \pm 89.27
1.dk	2238.9 \pm 72.19	2728.4 \pm 44.59	3132.2 \pm 166.99
2.dk	2756.0 \pm 86.95	4318.1 \pm 207.50	7661.3 \pm 967.26
3.dk	3238.4 \pm 102.02	8233.6 \pm 683.14	25777.3 \pm 4908.02
6.dk	5475.7 \pm 227.74	68721.8 \pm 5820.61	99150.9 \pm 5532.98
9.dk	11809.6 \pm 850.89	101945.8 \pm 1578.86	106006.4 \pm 1988.5
12.dk	29526.4 \pm 2077.73	106527.3 \pm 1472.90	107979.1 \pm 1815.24
15.dk	60125.4 \pm 2599.22	108271.8 \pm 1583.55	108764.5 \pm 1679.17

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kompleks viskozite değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.4.4. Grup D (Ufigel P) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları

Çizelge 3.20' de Grup D için belirli zamanlarda kompleks viskozite değerleri (Pa.s cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.20. Grup D için kompleks viskozite değeri dağılımları

Kompleks Viskozite - GRUP D			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)
0.dk	290.8 \pm 39.89	368.8 \pm 16.34	345.6 \pm 26.80
1.dk	448.8 \pm 62.33	1025.1 \pm 45.03	1399.3 \pm 150.03
2.dk	681.3 \pm 94.58	3543.9 \pm 237.27	8395.3 \pm 1155.67
3.dk	1038.3 \pm 143.52	13306.1 \pm 1152.71	36033.9 \pm 3343.53
6.dk	3971.7 \pm 607.49	55375.6 \pm 1542.96	56587.5 \pm 1836.50
9.dk	15603.2 \pm 2635.85	58266.8 \pm 1554.26	58272.2 \pm 1950.87
12.dk	39347.0 \pm 3866.62	59405.4 \pm 1579.48	59058.4 \pm 1997.02
15.dk	50977.0 \pm 1381.79	60044.9 \pm 1644.92	59549.6 \pm 2002.78

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kompleks viskozite değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.4.5. Grup E (Trusoft) İçin Kompleks Viskozite (η') Bulguları

Çizelge 3.21' de Grup E için belirli zamanlarda kompleks viskozite değerleri (Pa.s cinsinden) verilmiştir.

Çizelge 3.21. Grup E için kompleks viskozite değeri dağılımları

Kompleks Viskozite - GRUP E			
Ortalama Değerler \pm Std Sapma			
ZAMAN	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)
0.dk	1491.9 \pm 701.54	1566.5 \pm 365.97	1964.0 \pm 663.07
1.dk	2786.2 \pm 1303.69	5229.1 \pm 893.30	7450.4 \pm 1818.29
2.dk	4316.2 \pm 1955.52	8664.1 \pm 1196.84	11782.1 \pm 2482.08
3.dk	5904.5 \pm 2549.54	11449.1 \pm 1410.75	14658.7 \pm 2803.06
6.dk	10233.6 \pm 3814.09	16244.5 \pm 1670.91	18634.0 \pm 3057.87
9.dk	13599.1 \pm 4536.18	18667.3 \pm 1850.67	20220.3 \pm 3146.67
12.dk	16124.0 \pm 4983.17	19906.9 \pm 1977.59	20993.2 \pm 3114.95
15.dk	18111.6 \pm 5245.08	20758.0 \pm 1977.75	21378.4 \pm 3116.69

0. dk dan 15. dk ya kadar her sıcaklıkta kompleks viskozite değerlerinin arttığı görülmektedir.

3.5. Reolojik Kriterlere Göre Grupların İncelenmesi

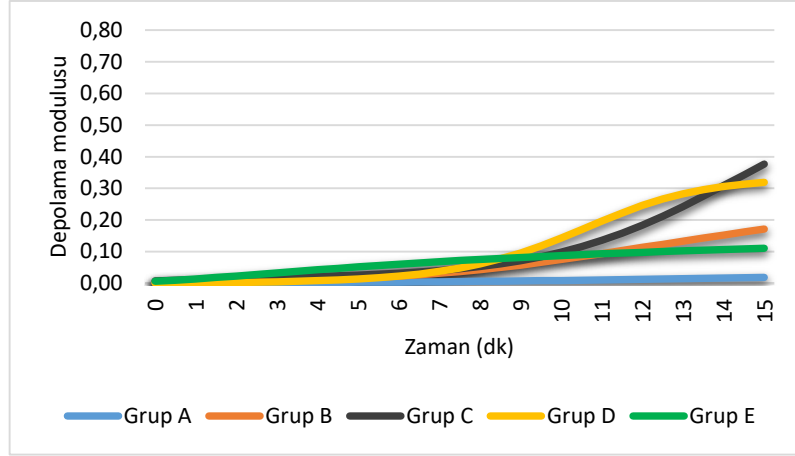
3.5.1. Sabit Sıcaklıkta Grupların Karşılaştırılması

Çalışmada kullanılan astar maddelerinin sıcaklık ve zaman parametreleri sabit tutularak kendi aralarında depolama modulus, kayıp modulus, tan delta, kompleks viskozite değerleri karşılaştırılmıştır.

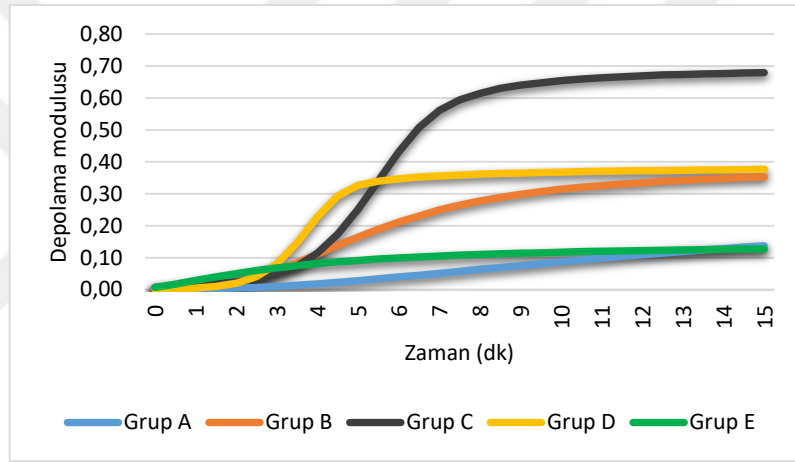
3.5.1.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması

Ölçümlerin başlangıç zamanı olarak belirtilen 0. dk 23 °C de, depolama modulus ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup Grup C diğerlerinden yüksektir ($p<0.00001$). Yine başlangıç zamanında 33 °C ve 37 °C de, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakta 37 °C de Grup E en yüksek depolama modulus değerini göstermektedir ($p<0.00001$).

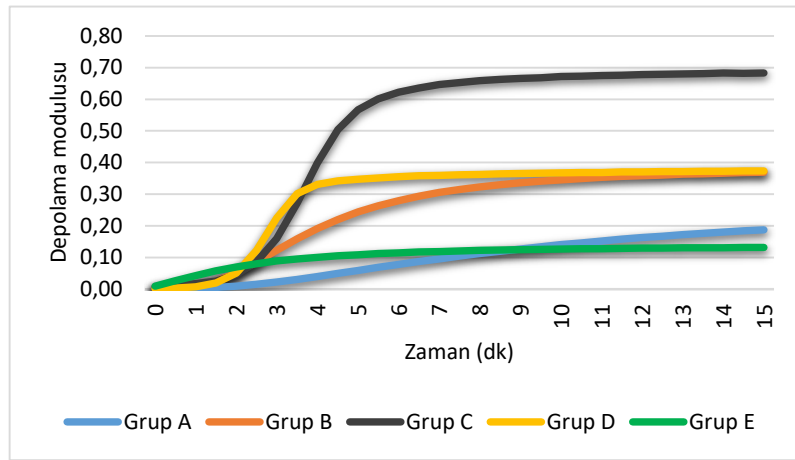
Ölçümleri bitirme ve astar maddelerini trimleme zamanı olarak belirlenen 15. dk da 23 °C de, depolama modulus ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup yine Grup C en yüksek farkı vermiştir ($p<0.00001$). 15. dk da, 33 °C ve 37 °C de de, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakta 37 °C de Grup C en yüksek depolama modulus değerini, Grup E ise en düşük depolama değerini göstermektedir ($p<0.00001$) (Şekil 3.1, Şekil 3.2, Şekil 3.3 ve Çizelge 3.22).



Şekil 3.1. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin depolama modülüsü değerleri



Şekil 3.2. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin depolama modülüsü değerleri



Şekil 3.3. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin depolama modülüsü değerleri

Çizelge 3.22. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki depolama moduluslarının istatistiksel karşılaştırılması

	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)	p-değeri †
0.dk				
GRUP A	0.0013±0.0005	0.0010±0.0006	0.0006±0.0003	0.00169
GRUP B	0.0037±0.0001	0.0037±0.0001 ^A	0.0036±0.0001 ^A	0.00437
GRUP C	0.0074±0.0003 ^A	0.0072±0.0001 ^{AB}	0.0063±0.0005 ^{Aab}	0.00014
GRUP D	0.0008±0.0002 ^{BC}	0.0012±0.0001 ^{Ca}	0.0011±0.0001 ^{Ca}	0.00018
GRUP E	0.0064±0.0035 ^{AD}	0.0070±0.0019 ^{AD}	0.0092±0.0035 ^{AD}	0.09173
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
1.dk				
A	0.0012±0.0004	0.0019±0.0010	0.0025±0.0016	0.02829
B	0.0059±0.0001 ^A	0.0089±0.0004 ^{Aa}	0.0123±0.0011 ^{Aab}	<0.00001
C	0.0119±0.0004 ^A	0.0148±0.0003 ^{Aa}	0.0172±0.0010 ^{Aab}	<0.00001
D	0.0015±0.0003 ^C	0.0048±0.0003 ^{Ca}	0.0071±0.0009 ^{Cab}	<0.00001
E	0.0139±0.0072 ^{AD}	0.0290±0.0053 ^{ABDa}	0.0427±0.0110 ^{ABDa}	0.00002
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
2.dk				
A	0.0014±0.0005	0.0048±0.0024 ^a	0.0093±0.0045 ^a	<0.00001
B	0.0078±0.0001 ^A	0.0226±0.0013 ^{Aa}	0.0510±0.0061 ^{Aab}	<0.00001
C	0.0151±0.0005 ^A	0.0245±0.0013 ^{Aa}	0.0456±0.0061 ^{ab}	<0.00001
D	0.0028±0.0005 ^C	0.0202±0.0014 ^{Ca}	0.0507±0.0073 ^{Aab}	<0.00001
E	0.0232±0.0114 ^{ABD}	0.0506±0.0074 ^{ABDa}	0.0702±0.0153 ^{ACab}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
3.dk				
A	0.0018±0.0007	0.0104±0.0045 ^a	0.0224±0.0081 ^{ab}	<0.00001
B	0.0099±0.0002 ^A	0.0590±0.0034 ^{Aa}	0.1230±0.0084 ^{Aab}	<0.00001
C	0.0179±0.0006 ^A	0.0492±0.0043 ^a	0.1601±0.0310 ^{Aab}	<0.00001
D	0.0048±0.0008 ^C	0.0816±0.0072 ^{ABCa}	0.2251±0.0211 ^{ABab}	<0.00001
E	0.0330±0.0153 ^{ABD}	0.0684±0.0088 ^{ACa}	0.0887±0.0174 ^{CDa}	0.00002
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: A grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), B: B grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), C: C grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), D: D grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$).

Çizelge 3.22. Devam. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki depolama moduluslarının istatistiksel karşılaştırılması

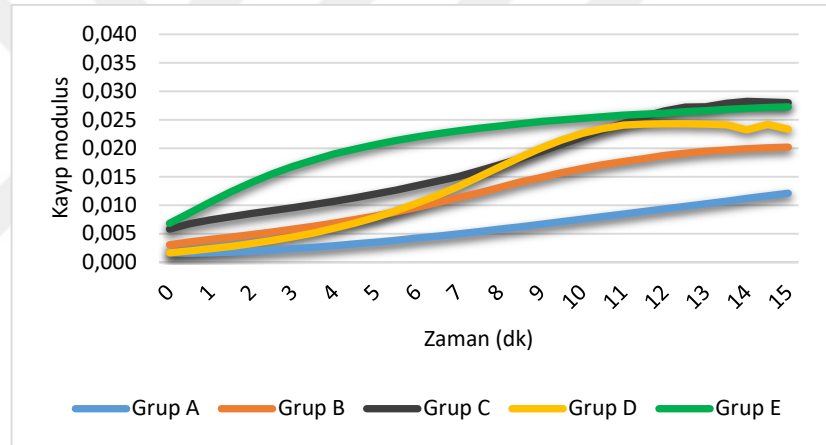
	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)	p-değeri †
6.dk				
A	0.0038±0.0014	0.0398±0.0118 ^a	0.0781±0.0163 ^{ab}	<0.00001
B	0.0228±0.0007	0.2116±0.0082 ^{Aa}	0.2798±0.0092 ^{Aab}	<0.00001
C	0.0317±0.0014 ^A	0.4310±0.0367 ^{ABa}	0.6226±0.0349 ^{ABab}	<0.00001
D	0.0227±0.0037	0.3471±0.0097 ^{Aa}	0.3548±0.0115 ^{Aa}	<0.00001
E	0.0604±0.0235 ^{ABD}	0.0990±0.0104 ^{CDa}	0.1142±0.0191 ^{CDa}	0.00035
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
9.dk				
A	0.0074±0.0025	0.0757±0.0173 ^a	0.1267±0.0197 ^{ab}	<0.00001
B	0.0576±0.0027	0.2983±0.0109 ^{Aa}	0.3359±0.0097 ^{ab}	<0.00001
C	0.0716±0.0054 ^A	0.6402±0.0099 ^{ABa}	0.6657±0.0125 ^{ABab}	<0.00001
D	0.0959±0.0166 ^{AB}	0.3653±0.0097 ^{Aa}	0.3654±0.0122 ^{Aa}	0.00002
E	0.0818±0.0281 ^{AB}	0.1144±0.0115 ^{CD}	0.1243±0.0195 ^{CD}	0.00437
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
12.dk				
A	0.0126±0.0040	0.1091±0.0205 ^a	0.1625±0.0203 ^{ab}	<0.00001
B	0.1133±0.0056 ^A	0.3341±0.0108 ^{Aa}	0.3582±0.0096 ^{ab}	<0.00001
C	0.1836±0.0131 ^A	0.6690±0.0093 ^{ABa}	0.6781±0.0114 ^{ABa}	<0.00001
D	0.2460±0.0244 ^{AB}	0.3725±0.0099 ^{Aa}	0.3703±0.0125 ^{Aa}	0.00002
E	0.0978±0.0309 ^{CD}	0.1224±0.0123 ^{CD}	0.1293±0.0194 ^{BCD}	0.00907
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
15.dk				
A	0.0189±0.0055	0.1377±0.0221 ^a	0.1877±0.0203 ^{ab}	<0.00001
B	0.1712±0.0082 ^A	0.3526±0.0100 ^a	0.3695±0.0091 ^{ab}	<0.00001
C	0.3767±0.0164 ^{AB}	0.6799±0.0099 ^{ABa}	0.6831±0.0106 ^{ABa}	0.00002
D	0.3194±0.0087 ^A	0.3765±0.0103 ^{Aa}	0.3734±0.0126 ^{Aa}	0.00002
E	0.1105±0.0326 ^{CD}	0.1278±0.0123 ^{CD}	0.1317±0.0194 ^{BCD}	0.01644
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: A grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), B: B grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), C: C grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), D: D grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$).

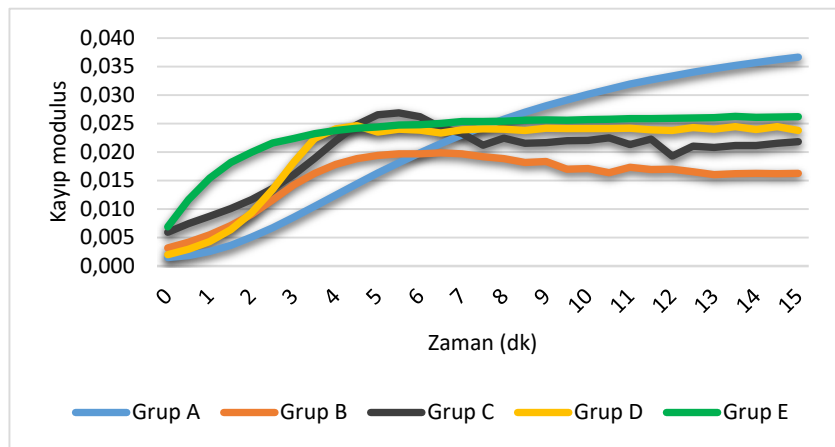
3.5.1.2. Kayıp Modulusun Karşılaştırılması

Ölçümlerin başlangıç zamanı olarak belirtilen 0. dk 23 °C, 33 °C ve 37 °C de, kayıp modulus ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır. Grup E her üç sıcaklıkta da en yüksek değeri vermiştir ($p<0.00001$).

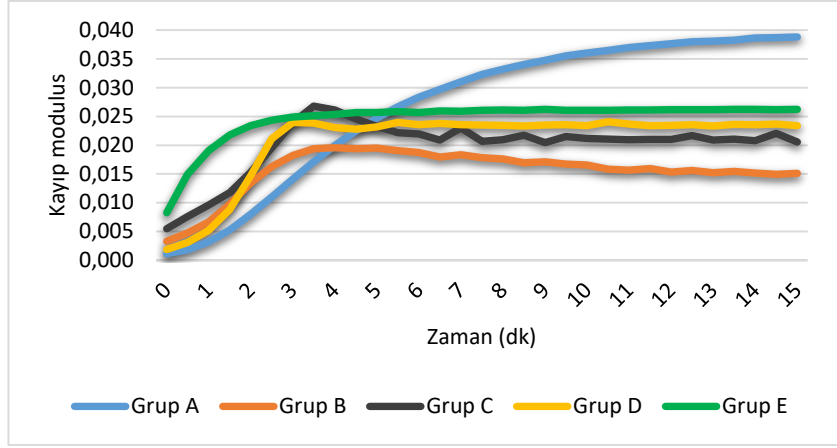
Ölçümleri bitirme zamanı olarak belirtilen 15. dk da ise tüm sıcaklıklarda kayıp modulus ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olup 23 °C de Grup C, 37 °C de ise Grup A anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0.00001$) (Şekil 3.4, Şekil 3.5, Şekil 3.6 ve Çizelge 3.23).



Şekil 3.4. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kayıp modulus değerleri



Şekil 3.5. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kayıp modulus değerleri



Şekil 3.6. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kayıp modulus değerleri



Çizelge 3.23. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki kayıp modulusların istatistiksel karşılaştırması

	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)	p-değeri †
0.dk				
GRUP A	0.0016±0.0005	0.0015±0.0007	0.0011±0.0005	0.02144
GRUP B	0.0031±0.0001	0.0032±0.0001 ^{Aa}	0.0033±0.0001 ^{Aab}	<0.00001
GRUP C	0.0058±0.0002 ^A	0.0059±0.0001 ^A	0.0055±0.0003 ^{Aab}	0.00061
GRUP D	0.0016±0.0002 ^C	0.0020±0.0001 ^{Ca}	0.0019±0.0001 ^{Ca}	0.00030
GRUP E	0.0068±0.0028 ^{AD}	0.0069±0.0013 ^{ABD}	0.0082±0.0024 ^{ABD}	0.16664
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
1.dk				
A	0.0017±0.0005	0.0026±0.0011	0.0032±0.0015	0.01081
B	0.0040±0.0001 ^A	0.0055±0.0001 ^{Aa}	0.0067±0.0004 ^{Aab}	<0.00001
C	0.0074±0.0002 ^A	0.0087±0.0001 ^{Aa}	0.0096±0.0004 ^{Aab}	<0.00001
D	0.0024±0.0003 ^C	0.0043±0.0002 ^{Ca}	0.0052±0.0003 ^{Cab}	<0.00001
E	0.0106±0.0040 ^{ABD}	0.0154±0.0019 ^{ABD}	0.0191±0.0034 ^{ABDa}	0.00038
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
2.dk				
A	0.0020±0.0006	0.0051±0.0019 ^a	0.0080±0.0027 ^a	<0.00001
B	0.0048±0.0001 ^A	0.0091±0.0003 ^a	0.0134±0.0007 ^{ab}	<0.00001
C	0.0085±0.0003 ^A	0.0116±0.0004 ^{ABa}	0.0153±0.0010 ^{Aab}	<0.00001
D	0.0033±0.0004 ^C	0.0094±0.0004 ^{Aa}	0.0146±0.0010 ^{Aab}	<0.00001
E	0.0140±0.0048 ^{ABD}	0.0200±0.0019 ^{ABD}	0.0234±0.0034 ^{ABDa}	0.00058
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
3.dk				
A	0.0024±0.0007	0.0086±0.0027 ^a	0.0141±0.0035 ^{ab}	<0.00001
B	0.0058±0.0001 ^A	0.0143±0.0004 ^a	0.0182±0.0006 ^{ab}	<0.00001
C	0.0096±0.0003 ^A	0.0161±0.0006 ^{Aa}	0.0239±0.0015 ^{ABab}	<0.00001
D	0.0044±0.0005 ^C	0.0182±0.0009 ^{ABa}	0.0240±0.0008 ^{ABab}	<0.00001
E	0.0168±0.0052 ^{ABD}	0.0224±0.0018 ^{ABC}	0.0249±0.0031 ^{AB}	0.00257
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: A grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), B: B grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), C: C grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), D: D grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$).

Çizelge 3.23. Devam. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki kayıp modülüsünün istatistiksel karşılaştırması

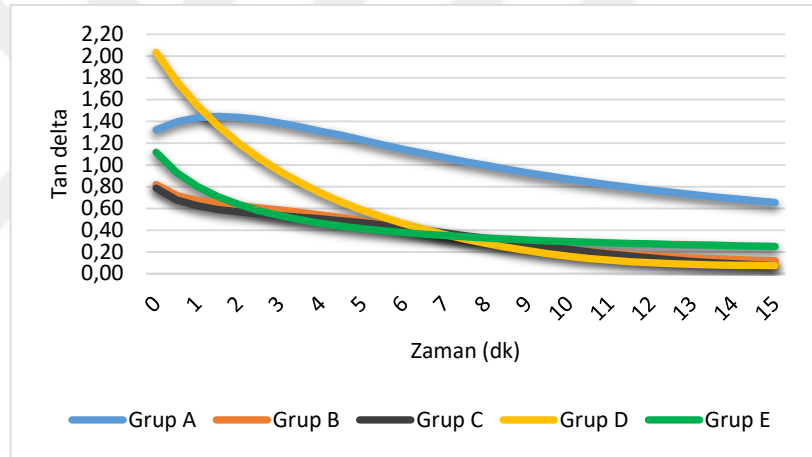
	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)	p-değeri †
6.dk				
A	0.0042±0.0012	0.0199±0.0039 ^a	0.0284±0.0037 ^{ab}	<0.00001
B	0.0096±0.0002	0.0197±0.0006 ^a	0.0187±0.0011 ^{Aa}	<0.00001
C	0.0135±0.0004 ^{AB}	0.0262±0.0009 ^{ABa}	0.0220±0.0021 ^{Aab}	<0.00001
D	0.0103±0.0010 ^A	0.0239±0.0007 ^{Ba}	0.0236±0.0009 ^{Ba}	0.00002
E	0.0220±0.0054 ^{ABD}	0.0248±0.0018 ^{AB}	0.0257±0.0028 ^B	0.01139
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
9.dk				
A	0.0066±0.0017	0.0281±0.0040 ^a	0.0347±0.0032 ^a	<0.00001
B	0.0149±0.0005	0.0184±0.0014 ^{Aa}	0.0171±0.0009 ^{Aa}	<0.00001
C	0.0194±0.0008 ^A	0.0217±0.0006 ^{Aa}	0.0204±0.0032 ^{Aa}	0.00030
D	0.0200±0.0016 ^{AB}	0.0242±0.0008 ^{Ba}	0.0235±0.0008 ^{ABa}	0.00003
E	0.0247±0.0054 ^{AB}	0.0257±0.0019 ^{ABC}	0.0262±0.0034 ^{BC}	0.05001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
12.dk				
A	0.0093±0.0022	0.0334±0.0037 ^a	0.0376±0.0028 ^a	<0.00001
B	0.0187±0.0006	0.0170±0.0009 ^{Aa}	0.0153±0.0013 ^{Aab}	<0.00001
C	0.0266±0.0009 ^{AB}	0.0193±0.0051 ^{Aa}	0.0210±0.0011 ^{Aa}	0.00002
D	0.0243±0.0006 ^A	0.0238±0.0016 ^{AB}	0.0234±0.0007 ^{AB}	0.04524
E	0.0262±0.0055 ^{AB}	0.0259±0.0021 ^{BC}	0.0262±0.0030 ^{BC}	0.55964
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
15.dk				
A	0.0121±0.0025	0.0366±0.0033 ^a	0.0388±0.0025 ^a	<0.00001
B	0.0202±0.0004	0.0163±0.0011 ^{Aa}	0.0151±0.0008 ^{Aa}	<0.00001
C	0.0280±0.0013 ^{AB}	0.0219±0.0025 ^{Aa}	0.0205±0.0019 ^{Aa}	0.00005
D	0.0234±0.0007 ^{AC}	0.0238±0.0015 ^{AB}	0.0234±0.0009 ^{AB}	0.13196
E	0.0273±0.0055 ^{AB}	0.0262±0.0020 ^B	0.0262±0.0030 ^{BC}	0.86682
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: A grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), B: B grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), C: C grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), D: D grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$).

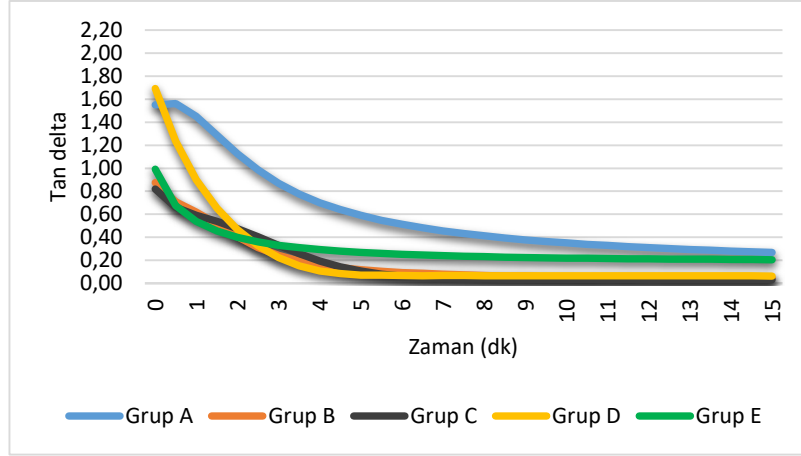
3.5.1.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması

Ölçümlerin başlangıç zamanı olarak belirtilen 0. dk da 23 °C, 33 °C ve 37 °C de, tan delta ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmakta başlangıçta 23 °C ve 33 °C de Grup D daha yüksekken 37 °C de Grup A daha yüksek tan delta değerindedir ($p < 0.00001$).

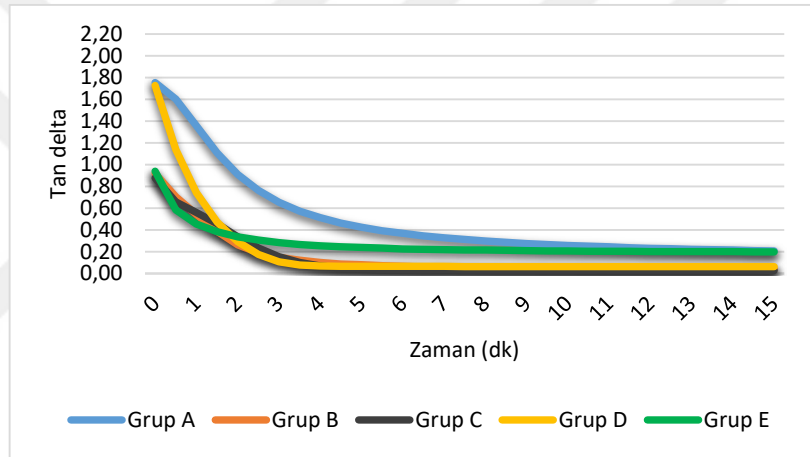
15. dk da yine tüm sıcaklıklarda tan delta ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmakta her üç sıcaklıkta da en yüksek tan delta değerini Grup A, 33 °C ve 37 °C de en düşük tan delta değerini ise Grup C almaktadır ($p < 0.00001$) (Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9 ve Çizelge 3.24).



Şekil 3.7. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin tan delta değerleri



Şekil 3.8. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin tan delta değerleri



Şekil 3.9. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin tan delta değerleri

Çizelge 3.24. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki tan deltaların istatistiksel karşılaştırması

	Tan δ (23 °C)	Tan δ (33 °C)	Tan δ (37 °C)	p-değeri †
0.dk				
GRUP A	1.3209±0.1638	1.5509±0.1332 ^a	1.7555±0.1981 ^a	0.00017
GRUP B	0.8199±0.0029 ^A	0.8761±0.0099 ^{Aa}	0.9208±0.0093 ^{Aab}	<0.00001
GRUP C	0.7851±0.0092 ^A	0.8205±0.0063 ^{Aa}	0.8780±0.0210 ^{Aab}	<0.00001
GRUP D	2.0327±0.1642 ^{BC}	1.6936±0.0388 ^{BCa}	1.7291±0.1105 ^{BCa}	0.00006
GRUP E	1.1155±0.1318 ^{CD}	0.9918±0.0735 ^{CD}	0.9405±0.1199 ^{AD}	0.00624
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
1.dk				
A	1.4327±0.1144	1.4509±0.1543	1.3591±0.1785	0.42077
B	0.6719±0.0022 ^A	0.6202±0.0156 ^{Aa}	0.5443±0.0200 ^{Aab}	<0.00001
C	0.6229±0.0025 ^A	0.5921±0.0039 ^{Aa}	0.5602±0.0114 ^{Aab}	<0.00001
D	1.5436±0.1098 ^{BC}	0.9010±0.0230 ^{Ca}	0.7419±0.0506 ^{Bab}	<0.00001
E	0.8015±0.0894 ^{CD}	0.5377±0.0353 ^{ABDa}	0.4565±0.0436 ^{ACDab}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
2.dk				
A	1.4373±0.1018	1.1247±0.1472 ^a	0.9115±0.1242 ^a	<0.00001
B	0.6231±0.0018 ^A	0.4036±0.0147 ^{Aa}	0.2643±0.0190 ^{Aab}	<0.00001
C	0.5675±0.0019 ^A	0.4755±0.0095 ^{Ba}	0.3385±0.0292 ^{Bab}	<0.00001
D	1.1991±0.0708 ^{BC}	0.4655±0.0136 ^{ABa}	0.2922±0.0266 ^{Aab}	<0.00001
E	0.6355±0.0693 ^A	0.3982±0.0237 ^{ACDa}	0.3387±0.0294 ^{Bab}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
3.dk				
A	1.3845±0.1073	0.8687±0.1111 ^a	0.6550±0.0770 ^{ab}	<0.00001
B	0.5853±0.0041 ^A	0.2420±0.0084 ^{Aa}	0.1485±0.0072 ^{Aab}	<0.00001
C	0.5342±0.0016 ^A	0.3282±0.0167 ^a	0.1546±0.0294 ^{Aab}	<0.00001
D	0.9400±0.0559	0.2239±0.0106 ^{ACa}	0.1075±0.0110 ^{ABab}	<0.00001
E	0.5325±0.0567 ^{ACD}	0.3296±0.0186 ^{Da}	0.2846±0.0231 ^{CDab}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama \pm standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: Viscogel grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), B: TokuySof grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), C: TokuyMed grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), D: Ufigel grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$).

Çizelge 3.24. Devam. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki tan delta'nın istatistiksel karşılaştırması

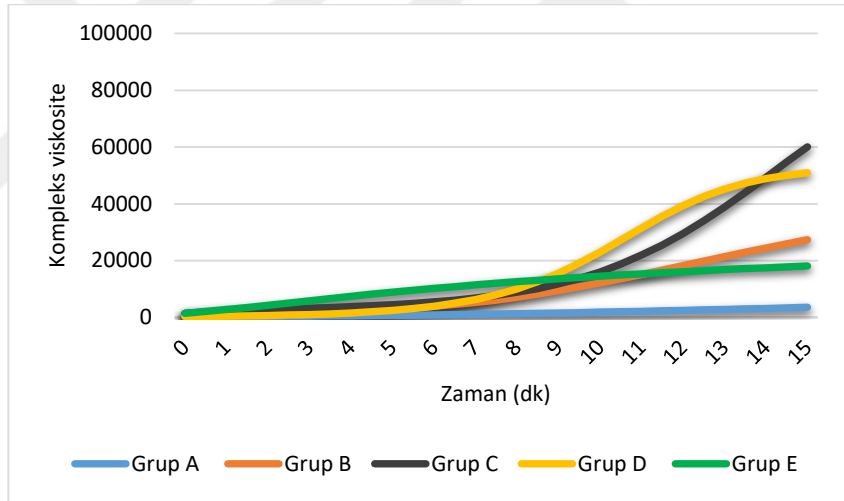
	Tan δ (23 °C)	Tan δ (33 °C)	Tan δ (37 °C)	p-değeri †
6.dk				
A	1.1418±0.1191	0.5124±0.0522 ^a	0.3692±0.0301 ^{ab}	<0.00001
B	0.4227±0.0058 ^A	0.0932±0.0039 ^{Aa}	0.0670±0.0037 ^{Aab}	<0.00001
C	0.4252±0.0072 ^A	0.0613±0.0068 ^{ABa}	0.0355±0.0059 ^{Aab}	<0.00001
D	0.4604±0.0307	0.0688±0.0006 ^{Aa}	0.0665±0.0025 ^{Aab}	<0.00001
E	0.3769±0.0367 ^{ACD}	0.2514±0.0107 ^{CDa}	0.2271±0.0151 ^{Cab}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
9.dk				
A	0.9281±0.1059	0.3782±0.0330 ^a	0.2766±0.0182 ^{ab}	<0.00001
B	0.2585±0.0052 ^A	0.0616±0.0053 ^{Aa}	0.0509±0.0035 ^{Aab}	<0.00001
C	0.2715±0.0112 ^A	0.0338±0.0008 ^{Aa}	0.0307±0.0049 ^{Aa}	<0.00001
D	0.2123±0.0218 ^{AB}	0.0662±0.0007 ^{ACa}	0.0644±0.0005 ^{ACab}	<0.00001
E	0.3098±0.0270 ^D	0.2246±0.0078 ^{BCa}	0.2123±0.0093 ^{BCa}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
12.dk				
A	0.7682±0.0851	0.3100±0.0241 ^a	0.2329±0.0129 ^{ab}	<0.00001
B	0.1655±0.0044 ^A	0.0509±0.0030 ^{Aa}	0.0427±0.0032 ^{Aab}	<0.00001
C	0.1451±0.0078 ^A	0.0289±0.0077 ^{Aa}	0.0310±0.0017 ^{Aa}	0.00002
D	0.0996±0.0097 ^{AB}	0.0638±0.0035 ^{ACa}	0.0633±0.0007 ^{ACab}	<0.00001
E	0.2734±0.0210 ^{CD}	0.2124±0.0058 ^{BCa}	0.2036±0.0083 ^{BCa}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
15.dk				
A	0.6548±0.0679	0.2688±0.0190 ^a	0.2078±0.0099 ^{ab}	<0.00001
B	0.1180±0.0039 ^A	0.0462±0.0033 ^{Aa}	0.0409±0.0024 ^{Aab}	<0.00001
C	0.0745±0.0047 ^A	0.0322±0.0036 ^{Aa}	0.0301±0.0029 ^{Aa}	<0.00001
D	0.0731±0.0027 ^A	0.0632±0.0033 ^{ACa}	0.0627±0.0014 ^{ACa}	<0.00001
E	0.2516±0.0171 ^{CD}	0.2054±0.0048 ^{BCa}	0.2000±0.0071 ^{BCa}	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama \pm standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: A grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), B: B grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), C: C grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), D: D grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$).

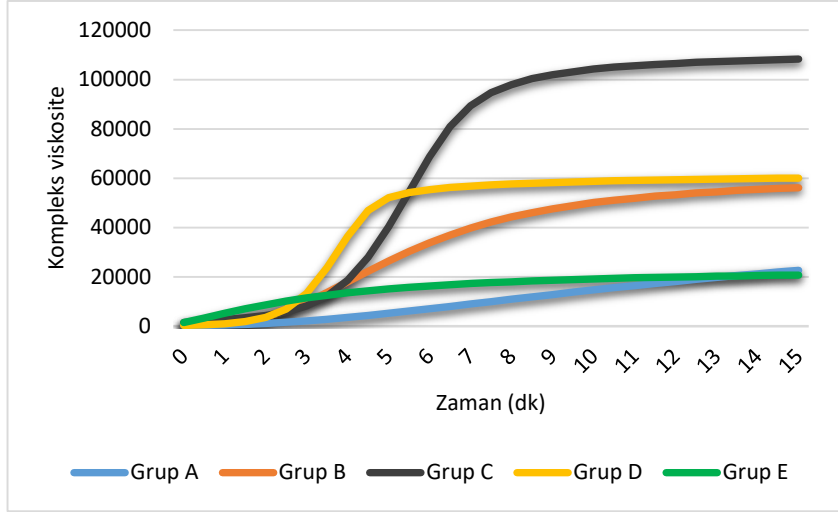
3.5.1.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması

Ölçümlerin başlangıç zamanı olarak belirtilen 0. dk da 23 °C, 33 °C ve 37 °C de, kompleks modulus ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır. 23 °C de Grup C, 33 ve 37 °C de Grup E en yüksek değeri gösterirken Grup A en düşük kompleks viskozite değerine sahiptir ($p < 0.00001$).

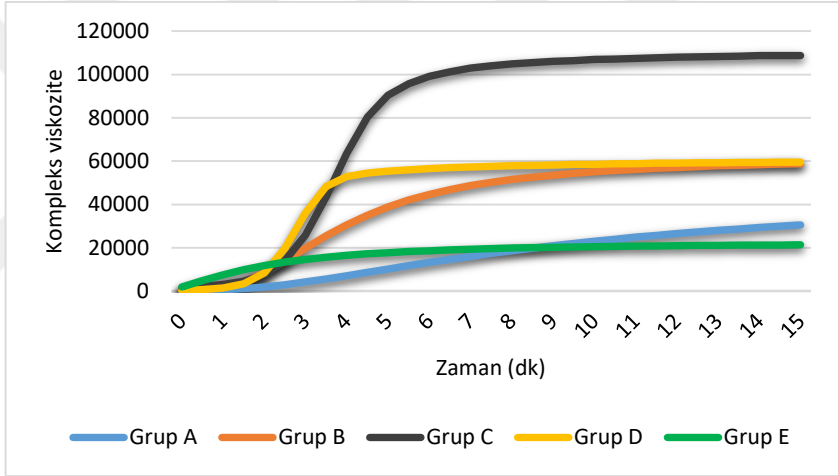
15. dk da yine tüm sıcaklıklarda kompleks viskozite ölçümleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmakta her üç sıcaklıkta da en yüksek kompleks viskozite değerini Grup C, özellikle 33 ve 37 °C de en düşük değeri ise Grup E göstermektedir ($p < 0.00001$) (Şekil 3.10, Şekil 3.11, Şekil 3.12 ve Çizelge 3.25).



Şekil 3.10. 23 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kompleks viskozite değerleri



Şekil 3.11. 33 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kompleks viskozite değerleri



Şekil 3.12. 37 °C de ölçüm süresince astar maddelerinin kompleks viskozite değerleri

Çizelge 3.25. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki kompleks viskozitelerin istatistik karşılaştırmaları

	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)	p-değeri †
0.dk				
GRUP A	331.3±106.91	288.5±144.46	206.0±100.85	0.00691
GRUP B	771.5±12.38	773.1±19.34 ^A	780.6±22.42 ^A	0.37492
GRUP C	1495.2±55.77 ^{AB}	1488.1±19.91 ^A	1324.1±89.27 ^{Aab}	0.00049
GRUP D	290.8±39.89 ^{BC}	368.8±16.34 ^{Ca}	345.6±26.80 ^{Ca}	0.00029
GRUP E	1491.9±701.54 ^{AD}	1566.5±365.97 ^{AD}	1964.0±663.07 ^{ABD}	0.13119
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
1.dk				
A	322.1±101.27	506.0±237.02	645.9±345.22	0.01346
B	1139.5±17.74 ^A	1660.4±57.16 ^{Aa}	2218.8±186.81 ^{Aab}	<0.00001
C	2238.9±72.19 ^A	2728.4±44.59 ^{Aa}	3132.2±166.99 ^{Aab}	<0.00001
D	448.8±62.33 ^C	1025.1±45.03 ^{Ca}	1399.3±150.03 ^{Cab}	<0.00001
E	2786.2±1303.69 ^{AD}	5229.1±893.30 ^{ABDa}	7450.4±1818.29 ^{ABDa}	0.00003
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
2.dk				
A	380.7±124.49	1112.7±477.32 ^a	1949.7±821.32 ^a	<0.00001
B	1457.0±22.69 ^A	3877.2±197.92 ^{Aa}	8398.1±963.74 ^{Aab}	<0.00001
C	2756.0±86.95 ^A	4318.1±207.50 ^{Aa}	7661.3±967.26 ^{Aab}	<0.00001
D	681.3±94.58 ^C	3543.9±237.27 ^{Ca}	8395.3±1155.67 ^{Aab}	<0.00001
E	4316.2±1955.52 ^{ABD}	8664.1±1196.84 ^{ABDa}	11782.1±2482.08 ^{ACab}	0.00002
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
3.dk				
A	472.1±155.93	2146.0±818.06 ^a	4218.7±1389.98 ^{ab}	<0.00001
B	1826.0±31.85 ^A	9660.1±541.09 ^{Aa}	19790.8±1331.39 ^{Aab}	<0.00001
C	3238.4±102.02 ^A	8233.6±683.14 ^a	25777.3±4908.02 ^{Aab}	<0.00001
D	1038.3±143.52 ^C	13306.1±1152.71 ^{ABCa}	36033.9±3343.53 ^{ABab}	<0.00001
E	5904.5±2549.54 ^{ABD}	11449.1±1410.75 ^{ACa}	14658.7±2803.06 ^{CDa}	0.00002
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre p<0.00125 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre p<0.00208 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: A grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.00208), B: B grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.00208), C: C grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.00208), D: D grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.00208), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.00125), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.00125).

Çizelge 3.25. Devam. Materyal ve sıcaklıklar açısından farklı zamanlardaki kompleks viskozitelerin istatistik karşılaştırmaları

	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)	p-değeri †
6.dk				
A	907.6±292.68	7087.0±1959.58 ^a	13227.4±2636.53 ^{ab}	<0.00001
B	3943.5±118.08	33826.2±1299.10 ^{Aa}	44634.0±1461.64 ^{Aab}	<0.00001
C	5475.7±227.74 ^A	68721.8±5820.61 ^{ABa}	99150.9±5532.98 ^{ABab}	<0.00001
D	3971.7±607.49	55375.6±1542.96 ^{Aa}	56587.5±1836.50 ^{Aa}	<0.00001
E	10233.6±3814.09 ^{ABD}	16244.5±1670.91 ^{CDa}	18634.0±3057.87 ^{CDa}	0.00055
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
9.dk				
A	1586.7±482.89	12857.1±2805.05 ^a	20916.7±3155.43 ^{ab}	<0.00001
B	9462.2±430.11	47562.8±1729.33 ^{Aa}	53535.6±1537.09 ^{ab}	<0.00001
C	11809.6±850.89 ^A	101945.8±1578.86 ^{ABa}	106006.4±1988.5 ^{ABab}	<0.00001
D	15603.2±2635.85 ^{AB}	58266.8±1554.26 ^{Aa}	58272.2±1950.87 ^{Aa}	0.00002
E	13599.1±4536.18 ^{AB}	18667.3±1850.67 ^{CD}	20220.3±3146.67 ^{CD}	0.00483
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
12.dk				
A	2493.0±707.97	18160.4±3288.78 ^a	26554.9±3236.54 ^{ab}	<0.00001
B	18273.6±890.34 ^A	53234.8±1715.35 ^{Aa}	57063.7±1528.21 ^{ab}	<0.00001
C	29526.4±2077.73 ^A	106527.3±1472.90 ^{ABa}	107979.1±1815.24 ^{ABa}	<0.00001
D	39347.0±3866.62 ^{AB}	59405.4±1579.48 ^{Aa}	59058.4±1997.02 ^{Aa}	0.00002
E	16124.0±4983.17 ^{CD}	19906.9±1977.59 ^{CD}	20993.2±3114.95 ^{BCD}	0.00928
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
15.dk				
A	3579.4±943.54	22682.0±3529.04 ^a	30513.0±3239.36 ^{ab}	<0.00001
B	27436.7±1305.88 ^A	56185.5±1586.25 ^a	58855.2±1444.84 ^{ab}	<0.00001
C	60125.4±2599.22 ^{AB}	108271.8±1583.55 ^{ABa}	108764.5±1679.17 ^{ABa}	0.00002
D	50977.0±1381.79 ^A	60044.9±1644.92 ^{Aa}	59549.6±2002.78 ^{Aa}	0.00002
E	18111.6±5245.08 ^{CD}	20758.0±1977.75 ^{BCD}	21378.4±3116.69 ^{BCD}	0.01644
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, A: A grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), B: B grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), C: C grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), D: D grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00208$), a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.00125$).

3.5.2. Farklı Sıcaklıklarda Grupların Karşılaştırılması

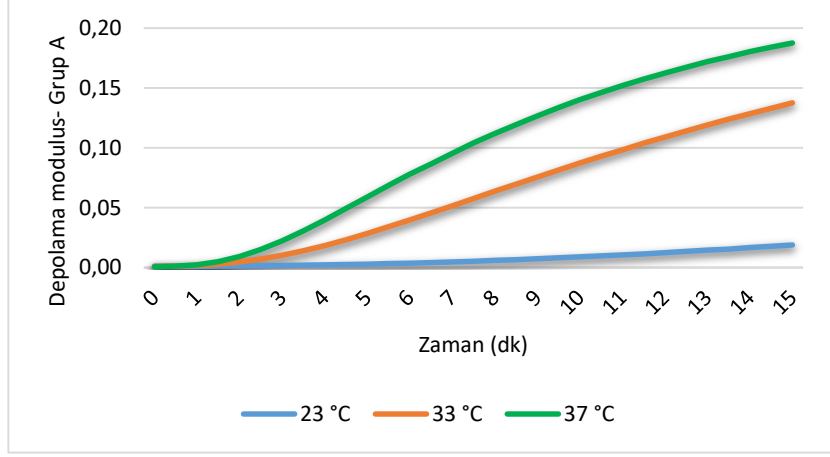
Deney materyallerinin 23 °C, 33 °C, 37 °C şeklinde seçilen sıcaklıklarda her bir grup kendi içerisinde karşılaştırılmıştır.

3.5.2.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması

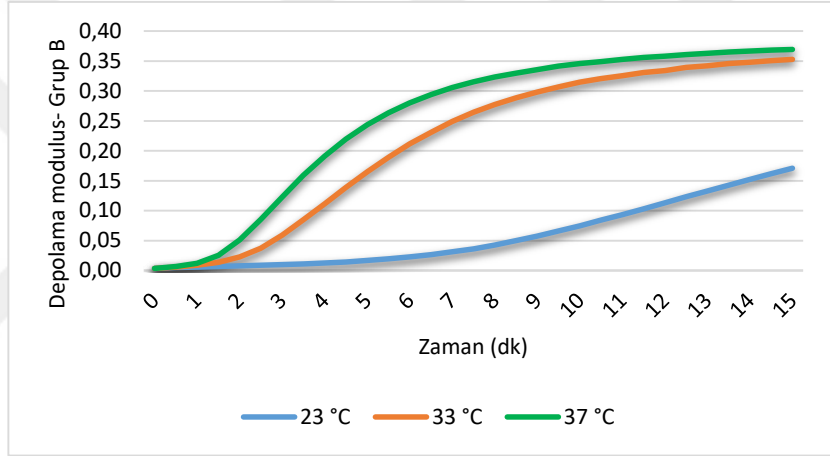
0. dk da C grubu için farklı sıcaklıklar da depolama modulusleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p=0.00014$) bu fark 37 °C de depolama modulusun daha düşük olmasından kaynaklanmaktadır ($p<0.00001$). D grubu içerisinde de depolama modulus yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p=0.00018$), 23 °C ye göre 33 ve 37 °C deki depolama modulus değerleri daha yüksektir ($p=0.00005$ ve $p<0.00001$).

Ölçümleri bitirme ve astar maddelerini trimleme zamanı olarak belirlenen 15. dk nın sonunda ise E grubu hariç diğer tüm gruplar içerisinde 33 ve 37 °C deki depolama modulus değerleri yüksekliği istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.00125$). A ve B grupları içerisinde ise 37 °C deki depolama modulus değerleri de istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0.00125$) (Çizelge 3.22).

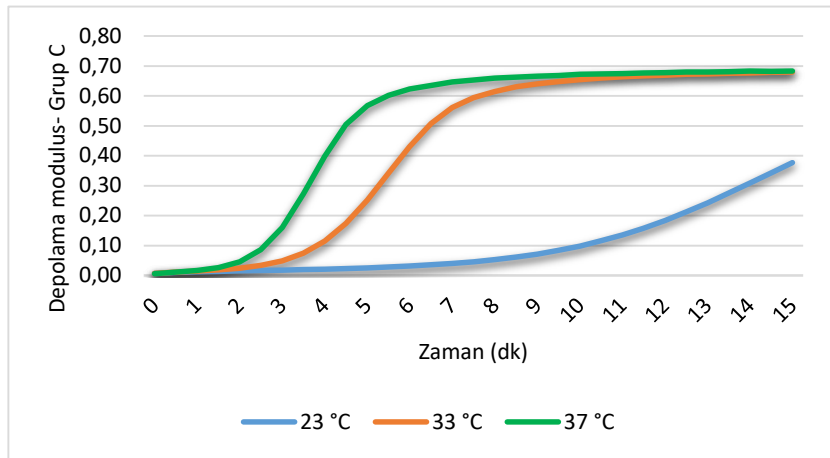
Tüm grupların 23 °C, 33 °C ve 37 °C de depolama modulus değerlerinin değişimleri Şekil 3.13, Şekil 3.14, Şekil 3.15, Şekil 3.16 ve Şekil 3.17 de grafiksel olarak verilmiştir.



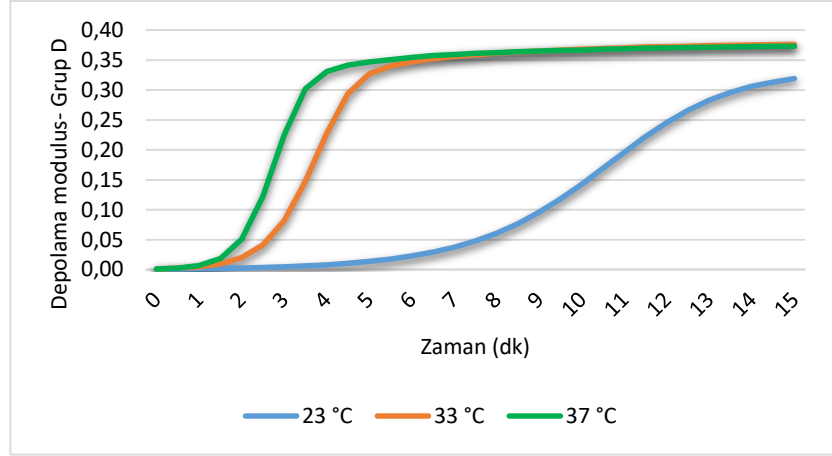
Şekil 3.13. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği



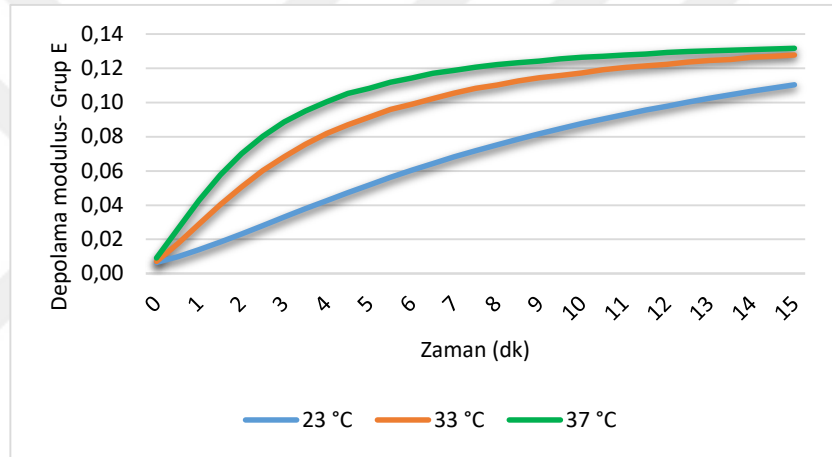
Şekil 3.14. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği



Şekil 3.15. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda depolama modulus değişim grafiği



Şekil 3.16. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda depolama modülüs değişim grafiği



Şekil 3.17. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda depolama modülüs değişim grafiği

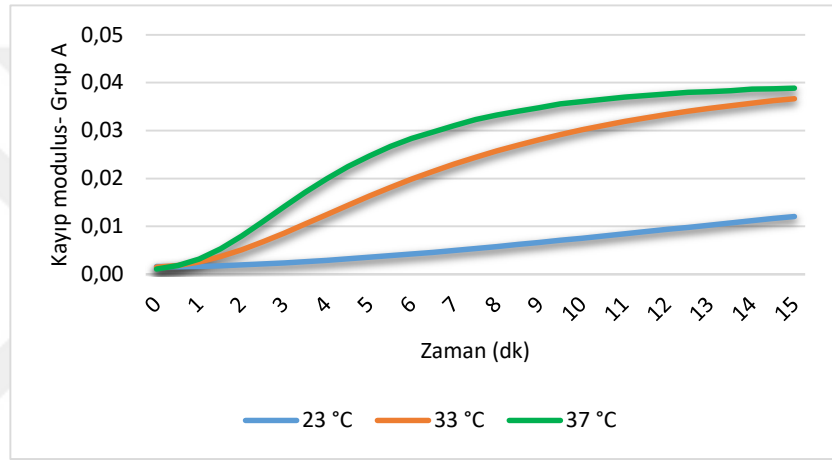
3.5.2.2. Kayıp Modülüsün Karşılaştırılması

0. dk da B,C ve D grubunun, 23 °C ye göre 33 ve 37 °C deki kayıp modülüs değer yüksekliği istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.00125$). Ayrıca, B ve C grubunun 33 °C ye göre 37 °C deki kayıp modülüs değer yüksekliği de istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.00125$).

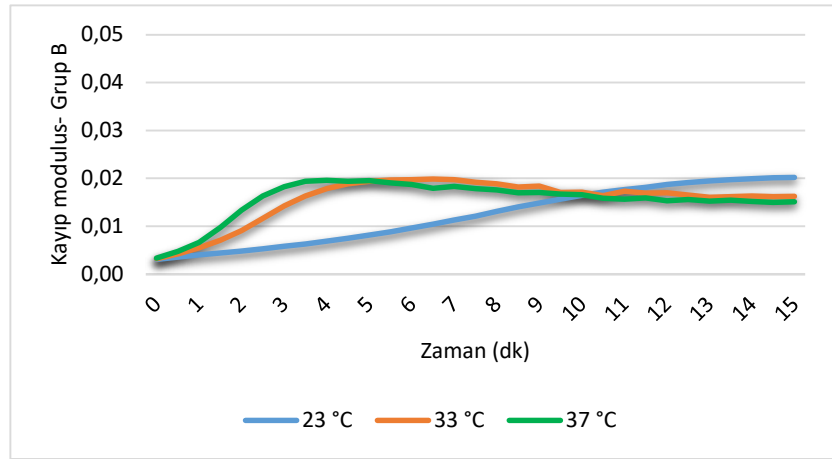
Ölçümleri bitirme ve astar maddelerini trimleme zamanı olarak belirlenen 15. dk nın sonunda A grubunun 23 °C ye göre 33 ve 37 °C deki kayıp modülüs değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek iken B ve C gruplarının 33 ve 37 °C

deki kayıp modulus değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür ($p < 0.00125$). Diğer gruplarda farklı sıcaklıklar arasında kayıp modulus ölçümleri yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p > 0.00125$) (Çizelge 3.23).

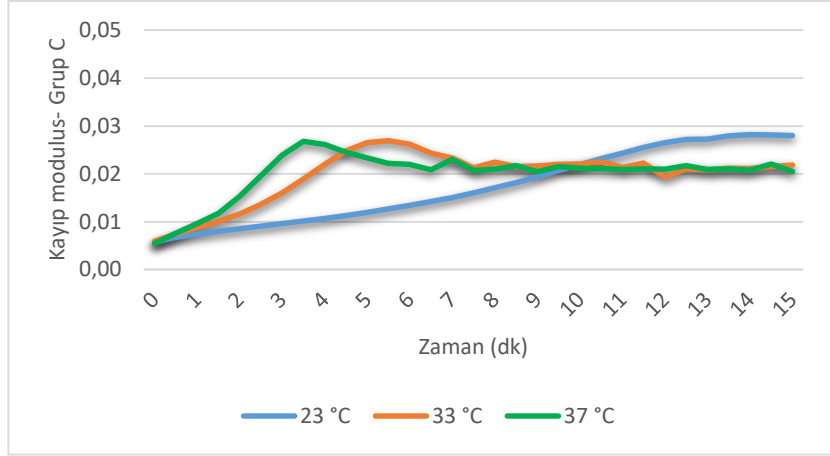
Tüm grupların 23 °C, 33 °C ve 37 °C de kayıp modulus değerlerinin değişimleri Şekil 3.18, Şekil 3.19, Şekil 3.20, Şekil 3.21 ve Şekil 3.22 de grafiksel olarak verilmiştir.



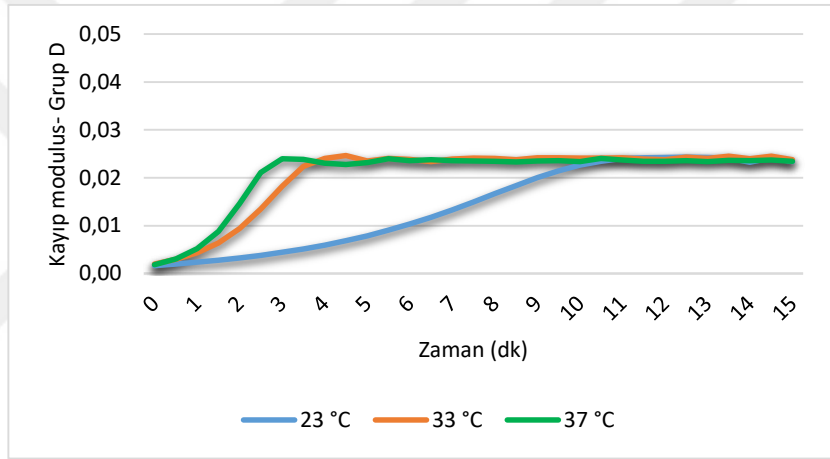
Şekil 3.18. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği



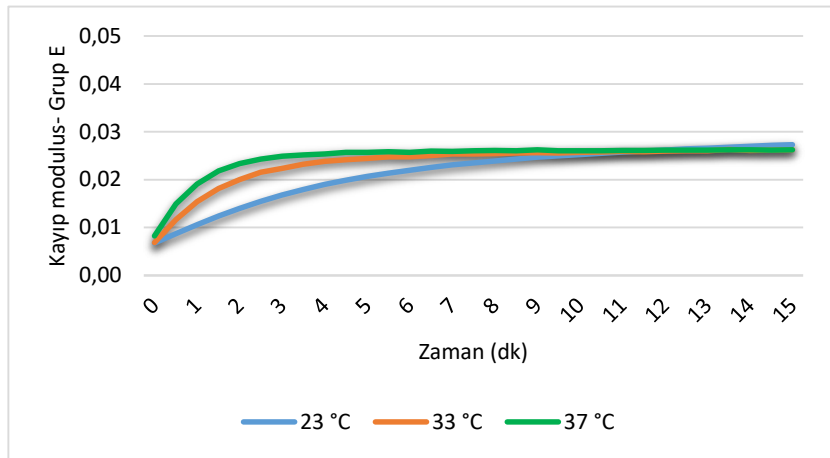
Şekil 3.19. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği



Şekil 3.20. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği



Şekil 3.21. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği



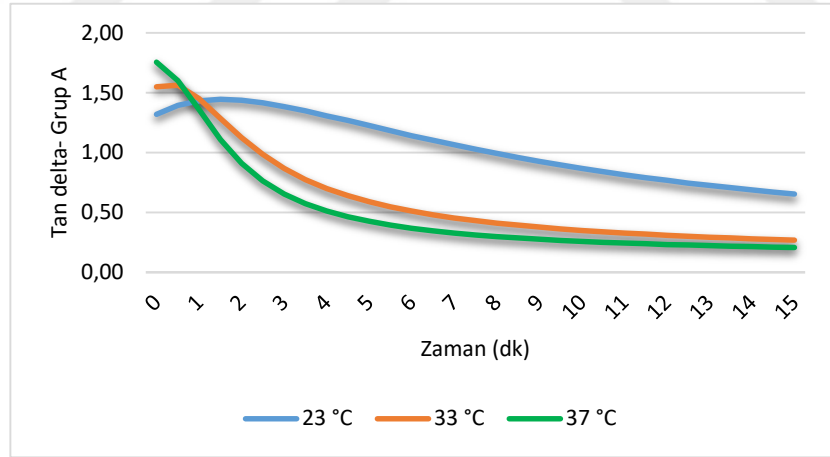
Şekil 3.22. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda kayıp modulus değişim grafiği

3.5.2.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması

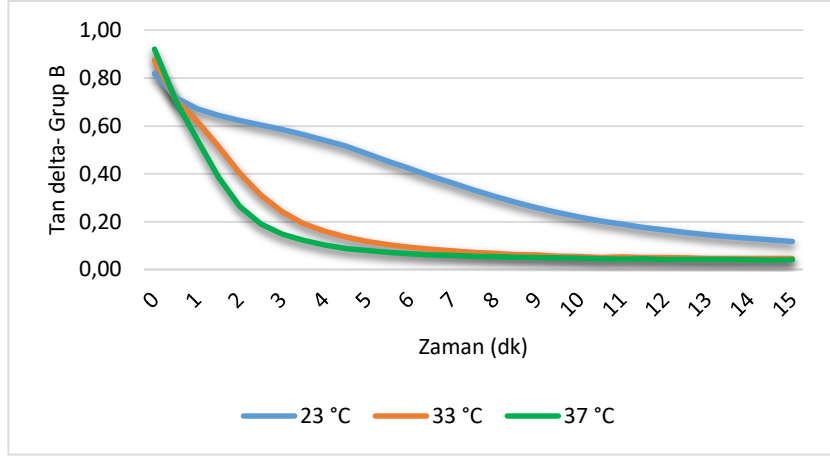
0. dk da A, B ve C gruplarında 23 °C ye göre 33 ve 37 °C deki tan delta düzeyleri yüksekliği istatistiksel anlamlı iken D grubunun 23 °C ye göre 33 ve 37 °C deki tan deltaları istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ($p<0.00125$). Ayrıca, B ve C gruplarının 33 °C ye göre 37 °C deki tan deltaları istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir ($p<0.00125$).

15. dk nın sonunda ise tüm grupların 23 °C ye göre sırasıyla; 33 ve 37 °C deki tan delta değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür ($p<0.00125$). Ayrıca A ve B grubunun 33 °C ye göre 37 °C deki tan delta değeri de anlamlı derecede daha düşüktür ($p<0.00125$) (Çizelge 3.24).

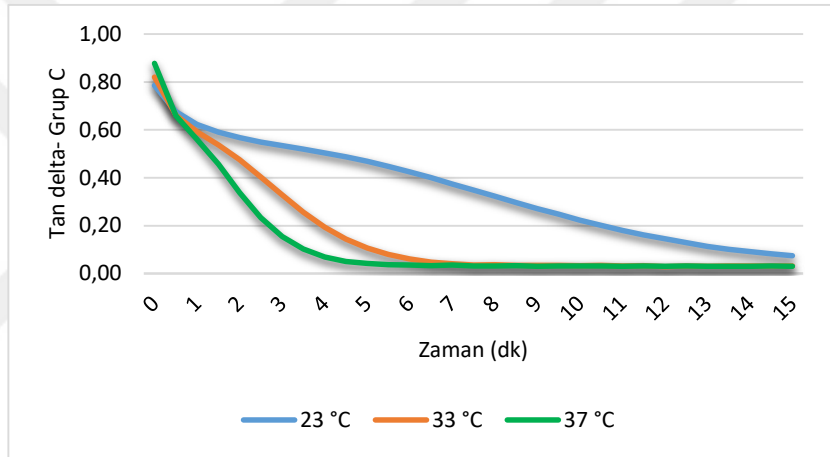
Tüm grupların 23 °C, 33 °C ve 37 °C de tan delta değerlerinin değişimleri Şekil 3.23, Şekil 3.24, Şekil 3.25, Şekil 3.26 ve Şekil 3.27 de grafiksel olarak verilmiştir.



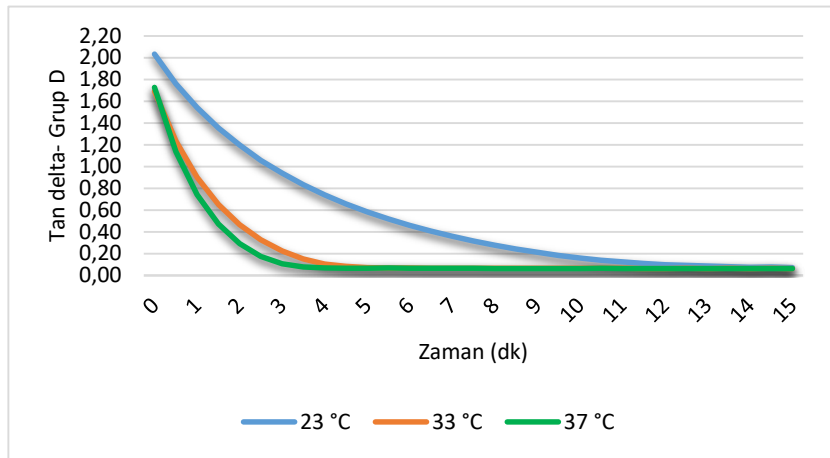
Şekil 3.23. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği



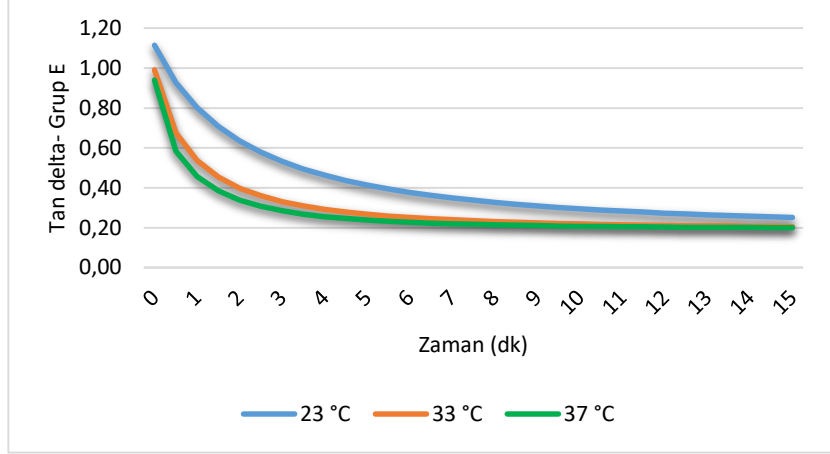
Şekil 3.24. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği



Şekil 3.25. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği



Şekil 3.26. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği



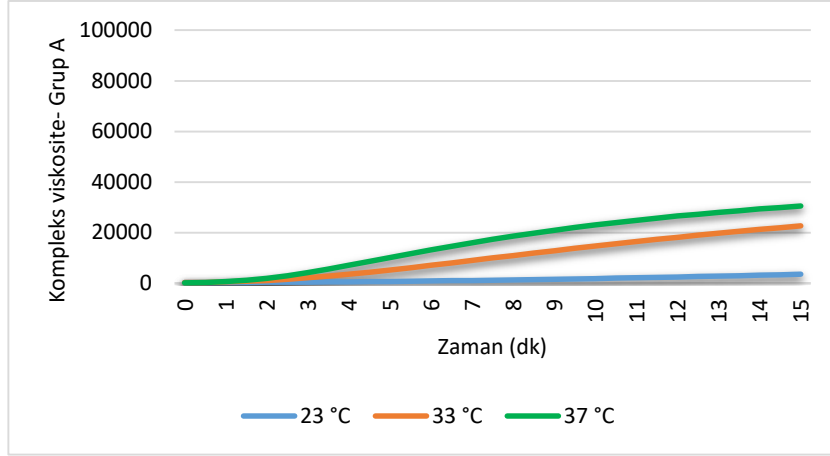
Şekil 3.27. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda tan delta değişim grafiği

3.5.2.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması

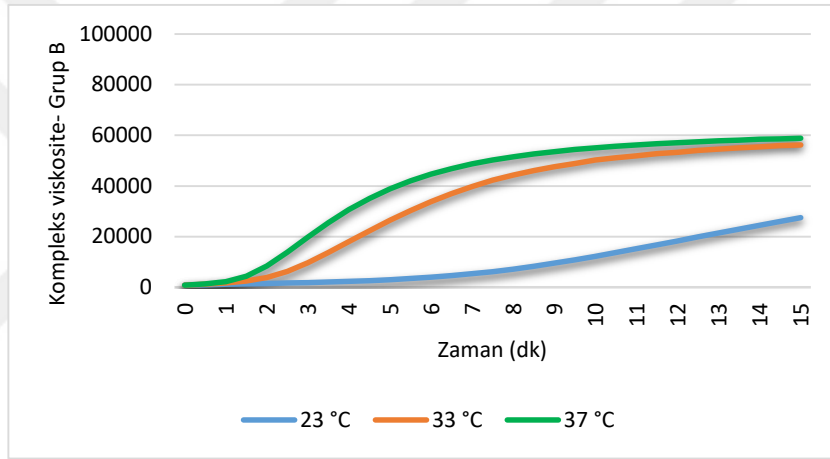
0. dk da C grubunun kompleks viskozite değerleri 23 ve 33 °C ye göre 37 °C de daha düşükken ($p < 0.00125$) D grubunun kompleks viskoziteleri 23 °C ye göre 33 ve 37 °C de anlamlı derecede daha yüksektir ($p < 0.00021$). Diğer gruplar içerisinde kompleks viskozite değerleri yönünden 23°C, 33°C ve 37°C arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.00125$).

15. dk nın sonunda ise E grubu hariç diğer tüm gruplarda 23 °C ye göre sırasıyla; 33 ve 37 °C deki kompleks viskozite değerleri yüksekliği istatistiksel olarak anlamlıdır. A ve B grubu için 33 ve 37 °C arasında da anlamlı farklılık bulunmaktadır. ($p < 0.00125$) (Çizelge 3.25).

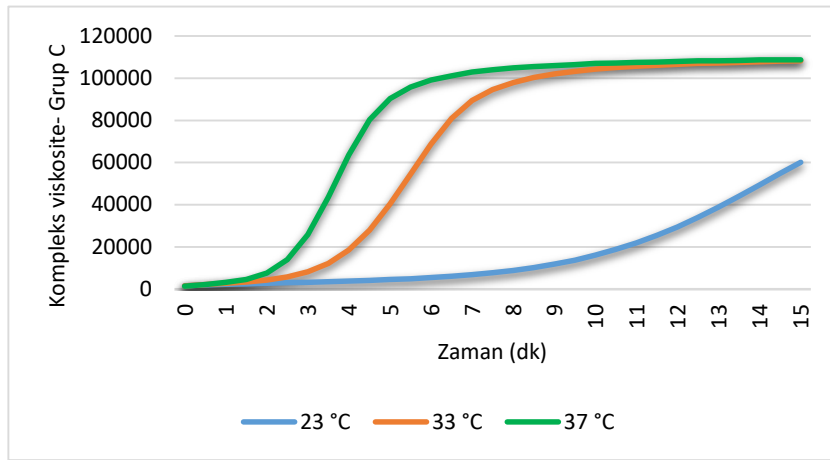
Tüm grupların 23 °C, 33 °C ve 37 °C de kompleks viskozite değerlerinin değişimleri Şekil 3.28, Şekil 3.29, Şekil 3.30, Şekil 3.31 ve Şekil 3.32 de grafiksel olarak verilmiştir.



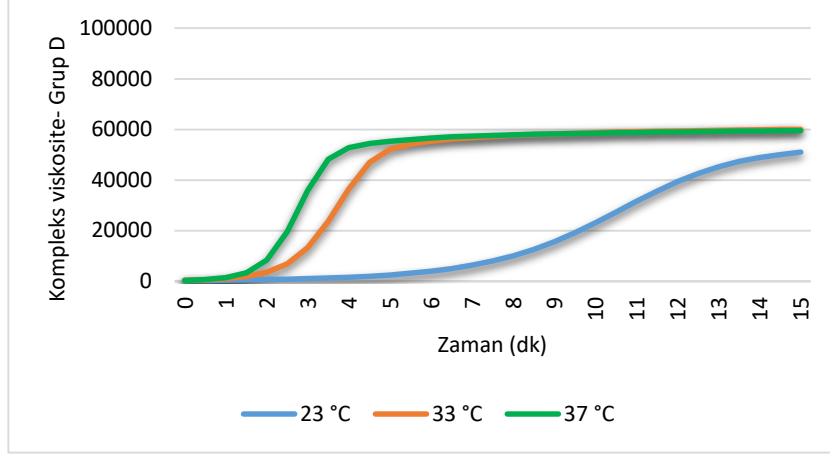
Şekil 3.28. Grup A (Visco Gel) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği



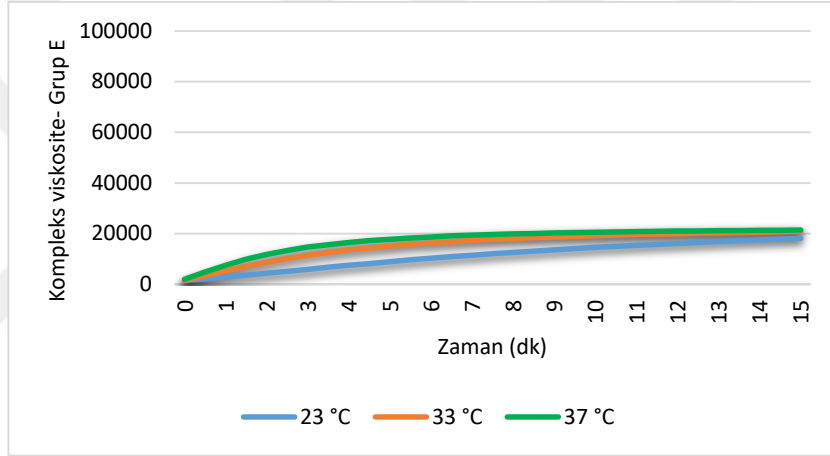
Şekil 3.29. Grup B (Sofreliner Tough S) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği



Şekil 3.30. Grup C (Sofreliner Tough M) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği



Şekil 3.31. Grup D (Ufigel P) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği



Şekil 3.32. Grup E (Trusoft) için farklı sıcaklıklarda kompleks viskozite değişim grafiği

3.6. Reolojik Kriterlere Göre Materyal İçeriklerinin İncelenmesi

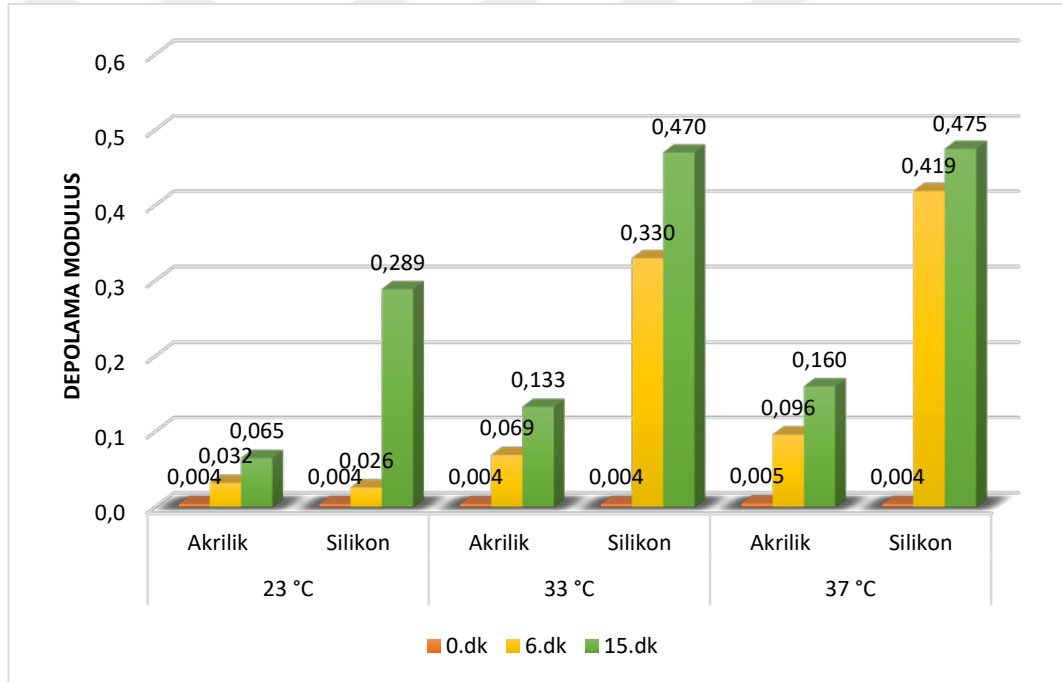
3.6.1. Sabit Sıcaklıkta İçeriklerin Karşılaştırılması

3.6.1.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması

Ölçümlerin başlangıç zamanı olarak belirtilen 0. dk da 23 °C, 33 °C ve 37 °C' de akrilik ve silikon arasında depolama modulus değerleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark yokken ($p=0.8233$, $p=0.2715$, $p=0.7055$), 33 °C ve 37 °C' de astar maddeleri şekillendirildikten sonra ortalama ağızdan çıkarılma süresi olan 6. dk ve tüm

sıcaklıklarda trimleme zamanı olan 15. dk sonunda akriliğe göre silikon örneklerin depolama modulus değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p < 0.0001$) (Şekil 3.33 ve Çizelge 3.26).

Başlangıç zamanına göre depolama modulus değerlerinin yüzdesel değişimleri incelendiğinde, 23 °C de 0. dk ya göre 15. dk da ve 33 °C de 0. dk ya göre 6.dk da silikon örneklerdeki yüzdesel değişim miktarları akriliklere göre daha fazladır ($p < 0.00001$). 37 °C de hem akril hem silikon içeriklilerin 0. dk ya göre sırasıyla; 6. ve 15. dk lardaki yüzdesel değişim miktarları Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak benzerdir ($p > 0.00059$) (Çizelge 3.27).



Şekil 3.33. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı depolama modulus değerleri grafiği

Çizelge 3.26. Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre depolama modulusların istatistiksel karşılaştırması

	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)	p-değeri †
0.dk				
Akrilik	0.004±0.004	0.004±0.003	0.005±0.005	0.8847
Silikon	0.004±0.003	0.004±0.003	0.004±0.002	0.5394
p-değeri ‡	0.8233	0.2715	0.7055	
1.dk				
Akrilik	0.008±0.008	0.015±0.014	0.023±0.022	0.0341
Silikon	0.006±0.004	0.009±0.004	0.012±0.004 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	0.4395	1.0000	0.9452	
2.dk				
Akrilik	0.012±0.014	0.028±0.024	0.040±0.033 ^a	0.0017
Silikon	0.009±0.005	0.022±0.002 ^a	0.049±0.007 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	0.8367	1.0000	0.5363	
3.dk				
Akrilik	0.017±0.019	0.039±0.030	0.056±0.036 ^a	0.0003
Silikon	0.011±0.006	0.063±0.015 ^a	0.169±0.048 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	1.0000	0.0233	<0.0001	
6.dk				
Akrilik	0.032±0.033	0.069±0.032 ^a	0.096±0.025 ^a	<0.0001
Silikon	0.026±0.005	0.330±0.094 ^a	0.419±0.151 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	1.0000	<0.0001	<0.0001	
9.dk				
Akrilik	0.045±0.043	0.095±0.024 ^a	0.126±0.019 ^{ab}	<0.0001
Silikon	0.075±0.019	0.435±0.151 ^a	0.456±0.152 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	0.0100	<0.0001	<0.0001	
12.dk				
Akrilik	0.055±0.049	0.116±0.018 ^a	0.146±0.026 ^{ab}	<0.0001
Silikon	0.181±0.057	0.459±0.152 ^a	0.469±0.151 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	<0.0001	<0.0001	<0.0001	
15.dk				
Akrilik	0.065±0.052	0.133±0.018 ^a	0.160±0.035 ^a	<0.0001
Silikon	0.289±0.089	0.470±0.152 ^a	0.475±0.150 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	<0.0001	<0.0001	<0.0001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.003125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$).

Çizelge 3.27. Başlangıca göre depolama modulus değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi

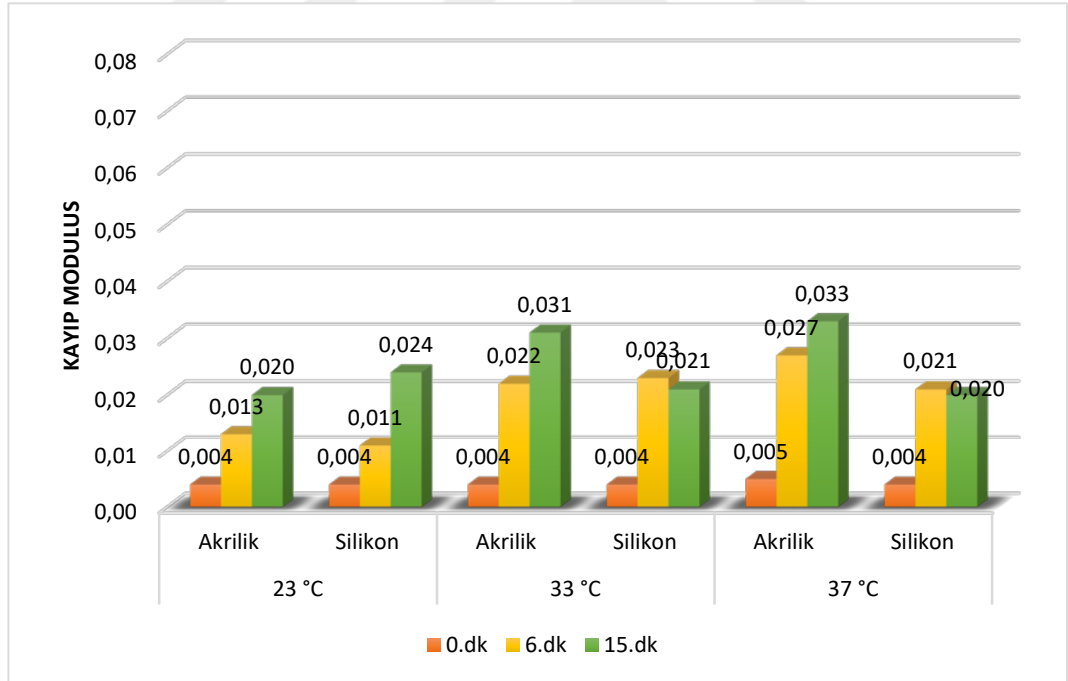
	G'(23 °C)	G'(33 °C)	G'(37 °C)	p-değeri †
0-1.dk				
Akrilik	56.48±66.83	205.31±126.02 ^a	341.02±113.66 ^a	<0.00001
Silikon	70.73±16.41	182.81±87.13 ^a	321.10±167.86 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.83651	0.59413	0.13951	
0-2.dk				
Akrilik	141.87±138.68	515.92±174.74 ^a	1072.59±477.46 ^{ab}	<0.00001
Silikon	152.23±67.98	783.83±595.65 ^a	2165.40±1752.91 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.51379	0.90427	0.10632	
0-3.dk				
Akrilik	239.36±213.06	944.94±217.28 ^a	2331.71±1593.49 ^a	<0.00001
Silikon	268.43±167.48	2946.91±2767.60 ^a	8834.05±8634.98 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.13055	0.02231	0.00140	
0-6.dk				
Akrilik	559.79±394.30	2794.86±1598.64 ^a	7547.00±7075.58 ^a	<0.00001
Silikon	1196.19±1134.00	13555.23±11208.48 ^a	16875.75±12048.72 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.05651	<0.00001	0.00598	
0-9.dk				
Akrilik	896.73±476.84	4938.53±3646.53 ^a	12126.56±12167.57 ^a	<0.00001
Silikon	4761.16±5286.32	15821.11±10688.77	17960.18±11994.96 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.00086	0.00003	0.04819	
0-12.dk				
Akrilik	1250.50±475.14	6916.99±5665.39 ^a	15554.10±16129.49 ^a	0.00004
Silikon	12178.12±13987.75	16482.58±10648.41	18388.45±12027.75 ^a	0.00008
p-değeri ‡	<0.00001	0.01402	0.16404	
0-15.dk				
Akrilik	1630.28±454.71	8621.06±7444.77	17965.92±18941.77	0.00336
Silikon	16786.11±17826.33	16815.29±10654.76	18616.08±12075.75	0.00101
p-değeri ‡	<0.00001	0.01402	0.24270	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre p<0.000893 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre p<0.000595 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.000893), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.000893).

3.6.1.2. Kayıp Modulusun Karşılaştırılması

0.dk da 23 °C, 33 °C ve 37 °C’ de, akrilik ve silikon örnekler arasında kayıp modulus ölçümleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark yokken ($p=0.9863$, $p=0.9043$, $p=0.9863$), ortalama ağızdan çıkarılma süresi olan 6. dk sonunda 37 °C’ de ve trimleme zamanı olan 15. dk sonunda hem 33 °C hem de 37 °C de akriliğe göre silikon örneklerin kayıp modulus değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede düşmüştür ($p<0.0001$) (Şekil 3.34 ve Çizelge 3.28).

Başlangıç zamanına göre kayıp modulus değerlerinin yüzdesel değişimleri incelendiğinde, tüm sıcaklıklarda hem akril hem silikon içeriklilerin 0. dk ya göre sırasıyla; 6. ve 15. dk lardaki yüzdesel değişim miktarları Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak benzerdir ($p>0.00059$) (Çizelge 3.29).



Şekil 3.34. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı kayıp modulus değerleri grafiği

Çizelge 3.28. Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre kayıp modulusların istatistiksel karşılaştırması

	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)	p-değeri †
0.dk				
Akrilik	0.004±0.003	0.004±0.003	0.005±0.004	0.9520
Silikon	0.004±0.002	0.004±0.002	0.004±0.002	0.2868
p-değeri ‡	0.9863	0.9043	0.9863	
1.dk				
Akrilik	0.006±0.005	0.009±0.007	0.011±0.009	0.0475
Silikon	0.005±0.002	0.006±0.002 ^a	0.007±0.002 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	0.9452	0.8501	0.7834	
2.dk				
Akrilik	0.008±0.007	0.013±0.008	0.016±0.008	0.0046
Silikon	0.006±0.002	0.010±0.001 ^a	0.014±0.001 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	0.9863	1.0000	0.8636	
3.dk				
Akrilik	0.010±0.008	0.015±0.007	0.020±0.006 ^a	0.0008
Silikon	0.007±0.002	0.016±0.002 ^a	0.022±0.003 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	1.0000	1.0000	0.1490	
6.dk				
Akrilik	0.013±0.010	0.022±0.004 ^a	0.027±0.003 ^{ab}	<0.0001
Silikon	0.011±0.002	0.023±0.003 ^a	0.021±0.002 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	1.0000	0.4194	<0.0001	
9.dk				
Akrilik	0.016±0.010	0.027±0.003 ^a	0.030±0.005 ^a	<0.0001
Silikon	0.018±0.003	0.021±0.003 ^a	0.020±0.003 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	0.8367	<0.0001	<0.0001	
12.dk				
Akrilik	0.018±0.010	0.030±0.005 ^a	0.032±0.006 ^a	<0.0001
Silikon	0.023±0.003	0.020±0.004 ^a	0.020±0.004 ^a	0.0002
p-değeri ‡	0.0054	<0.0001	<0.0001	
15.dk				
Akrilik	0.020±0.009	0.031±0.006 ^a	0.033±0.007 ^a	<0.0001
Silikon	0.024±0.003	0.021±0.004	0.020±0.004 ^a	0.0011
p-değeri ‡	0.0588	<0.0001	<0.0001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.003125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$).

Çizelge 3.29. Başlangıca göre kayıp modulus değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi

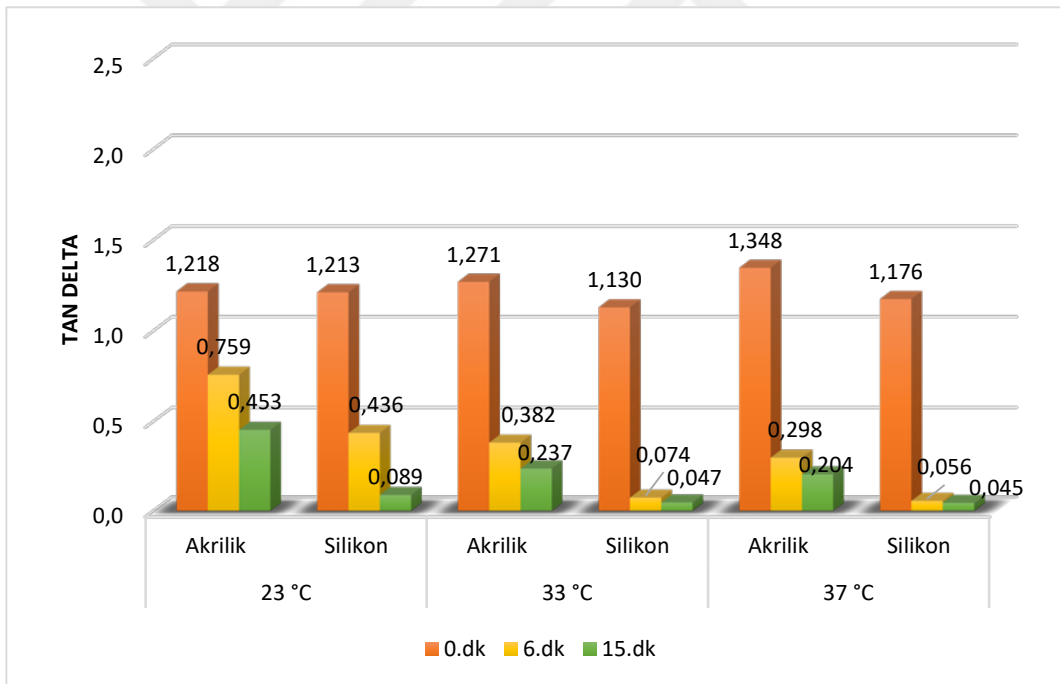
	G''(23 °C)	G''(33 °C)	G''(37 °C)	p-değeri †
0-1.dk				
Akrilik	28.43±31.22	99.92±34.31 ^a	163.42±47.89 ^{ab}	< 0.00001
Silikon	34.31±7.78	78.44±28.86 ^a	118.22±45.61 ^a	< 0.00001
p-değeri ‡	0.83658	0.01725	0.00044	
0-2.dk				
Akrilik	64.34±50.28	221.35±46.13 ^a	424.00±254.63 ^a	< 0.00001
Silikon	68.40±23.71	217.04±115.88 ^a	389.33±219.57 ^a	< 0.00001
p-değeri ‡	0.40387	0.22252	0.75712	
0-3.dk				
Akrilik	99.42±62.18	365.17±149.23 ^a	745.25±579.78 ^a	< 0.00001
Silikon	109.16±47.15	443.40±274.97 ^a	659.87±390.67 ^a	< 0.00001
p-değeri ‡	0.30657	0.69271	0.51385	
0-6.dk				
Akrilik	197.93±60.86	801.05±576.60 ^a	1492.81±1406.33 ^a	0.00002
Silikon	293.03±176.34	651.25±327.34 ^a	645.60±388.03 ^a	< 0.00001
p-değeri ‡	0.12622	0.86358	0.73114	
0-9.dk				
Akrilik	294.49±58.42	1123.11±920.08	1835.77±1797.78	0.07537
Silikon	582.98±400.08	616.85±365.71	619.29±405.87	0.35535
p-değeri ‡	0.00567	0.19163	0.44968	
0-12.dk				
Akrilik	391.80±110.21	1330.58±1152.55	1994.59±1993.94	0.52674
Silikon	755.49±472.00	583.08±380.15	603.37±408.82	0.01637
p-değeri ‡	0.00736	0.13496	0.50282	
0-15.dk				
Akrilik	487.48±185.34	1461.62±1300.56	2062.33±2076.34	0.61071
Silikon	760.98±432.83	589.89±368.72	597.73±410.80	0.00287
p-değeri ‡	0.11009	0.14651	0.46006	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.000893$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.000595$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.000893$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.000893$).

3.6.1.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması

0.dk da 23 °C, 33 °C ve 37 °C' de, akrilik ve silikon örnekler arasında tan delta değerleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark yokken ($p=0.0376$, $p=0.0218$, $p=0.1441$), 6.dk da 33 °C ile 37 °C de, 15.dk nın sonunda ise tüm sıcaklık değerlerinde akriliğe göre silikon örneklerin tan delta değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ($p<0.0001$) (Şekil 3.35 ve Çizelge 3.30).

Başlangıç zamanına göre tan delta değerlerinin yüzdesel değişimleri incelendiğinde, 23 °C de 0. dk ya göre 6. dk daki yüzdesel değişim miktarı hariç tüm sıcaklıklarda 0. dk ya göre sırasıyla; 6. ve 15. dk larda silikon içerikliler daha fazla azalmıştır ($p<0.00001$) (Çizelge 3.31).



Şekil 3.35. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı tan delta değerleri grafiği

Çizelge 3.30. Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre tan deltalarının istatistiksel karşılaştırılması

	Tan δ (23 °C)	Tan δ (33 °C)	Tan δ (37 °C)	p-değeri †
0.dk				
Akrilik	1.218±0.179	1.271±0.305	1.348±0.447	0.9199
Silikon	1.213±0.596	1.130±0.406	1.176±0.403	0.0104
p-değeri ‡	0.0376	0.0218	0.1441	
1.dk				
Akrilik	1.117±0.338	0.994±0.480	0.908±0.479	0.1045
Silikon	0.946±0.434	0.704±0.142	0.615±0.096 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	0.0278	0.8032	0.8501	
2.dk				
Akrilik	1.036±0.419	0.761±0.386	0.625±0.306 ^a	0.0014
Silikon	0.797±0.293	0.448±0.035 ^a	0.298±0.040 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	0.0025	0.3762	<0.0001	
3.dk				
Akrilik	0.959±0.444	0.599±0.287	0.470±0.197 ^a	0.0007
Silikon	0.686±0.186	0.265±0.048 ^a	0.137±0.028 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	0.1587	<0.0001	<0.0001	
6.dk				
Akrilik	0.759±0.401	0.382±0.139	0.298±0.076 ^a	<0.0001
Silikon	0.436±0.025	0.074±0.015 ^a	0.056±0.015 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	0.9452	<0.0001	<0.0001	
9.dk				
Akrilik	0.619±0.325	0.301±0.082 ^a	0.244±0.036 ^a	<0.0001
Silikon	0.247±0.029	0.054±0.015 ^a	0.049±0.014 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	<0.0001	<0.0001	<0.0001	
12.dk				
Akrilik	0.521±0.260	0.261±0.053 ^a	0.218±0.018 ^a	<0.0001
Silikon	0.137±0.029	0.048±0.015 ^a	0.046±0.014 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	<0.0001	<0.0001	<0.0001	
15.dk				
Akrilik	0.453±0.212	0.237±0.035 ^a	0.204±0.009 ^{ab}	<0.0001
Silikon	0.089±0.021	0.047±0.013 ^a	0.045±0.014 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	<0.0001	<0.0001	<0.0001	

Veriler; ortalama \pm standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.003125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$).

Çizelge 3.31. Başlangıca göre tan delta değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi

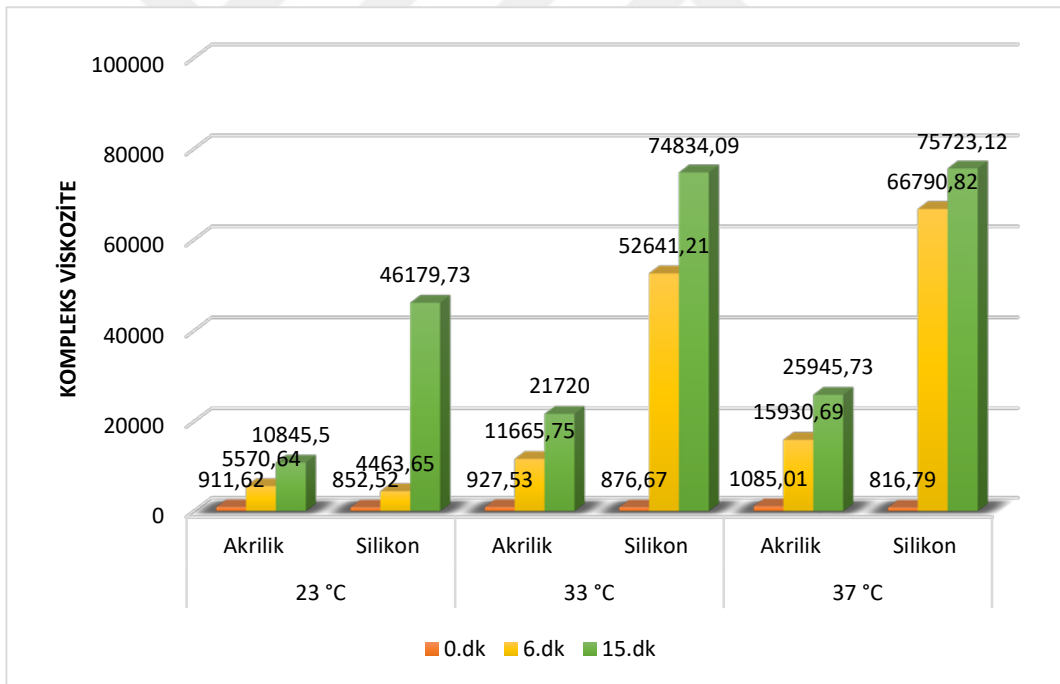
	Tan δ (23 °C)	Tan δ (33 °C)	Tan δ (37 °C)	p-değeri †
0-1.dk				
Akrilik	-9.50±19.65	-25.80±22.22	-36.45±18.06 ^a	0.00035
Silikon	-20.90±2.56	-34.62±8.80 ^a	-44.72±9.21 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	1.00000	0.08579	0.13056	
0-2.dk				
Akrilik	-16.52±28.34	-43.33±18.91	-55.51±11.55 ^a	<0.00001
Silikon	-30.87±7.44	-56.16±12.78 ^a	-71.96±9.21 ^{ab}	<0.00001
p-değeri ‡	0.66756	0.07680	<0.00001	
0-3.dk				
Akrilik	-23.02±31.49	-55.10±13.61 ^a	-65.83±6.52 ^a	<0.00001
Silikon	-38.08±11.33	-73.05±11.18 ^a	-86.69±5.42 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.15387	0.00003	<0.00001	
0-6.dk				
Akrilik	-39.11±29.77	-70.65±5.27 ^a	-77.17±3.13 ^{ab}	<0.00001
Silikon	-57.19±14.51	-92.61±2.77 ^a	-94.94±1.65 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.03764	<0.00001	<0.00001	
0-9.dk				
Akrilik	-50.29±24.37	-76.36±2.50 ^a	-80.62±4.08 ^a	<0.00001
Silikon	-74.48±10.94	-94.98±1.49 ^a	-95.74±1.00 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.03041	<0.00001	<0.00001	
0-12.dk				
Akrilik	-58.09±19.40	-79.19±1.99 ^a	-82.34±4.73 ^a	<0.00001
Silikon	-85.47±6.98	-95.63±1.19 ^a	-96.05±0.57 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	
0-15.dk				
Akrilik	-63.44±15.62	-80.88±2.36 ^a	-83.26±5.19 ^a	<0.00001
Silikon	-90.83±4.50	-95.69±0.78	-96.16±0.52 ^a	0.00002
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	<0.00001	

Veriler; ortalama \pm standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.000893$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.000595$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.000893$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.000893$).

3.6.1.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması

0.dk da 23 °C, 33 °C ve 37 °C’de akrilik ve silikonların kompleks viskoziteleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark yokken ($p=0.9315$, $p=0.5591$, $p=0.8501$), 6.dk da 33 °C ile 37 °C de, 15.dk nın sonunda ise tüm sıcaklık değerlerinde akriliğe göre silikon örneklerin kompleks viskoziteleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0.0001$) (Şekil 3.36 ve Çizelge 3.32).

Başlangıç zamanına göre kompleks viskozite değerlerinin yüzdesel değişimleri incelendiğinde, 23 °C de 0. dk ya göre 15. dk da; 33 °C ve 37 °C de ise 0. dk ya göre 6. dk da meydana gelen yüzdesel artış silikon içeriklilerde anlamlı derecede daha fazladır ($p<0.00001$, $p=0.00021$) (Çizelge 3.33).



Şekil 3.36. Örnek içeriklerinin farklı sıcaklık ve zamana bağlı kompleks viskozite değerleri grafiği

Çizelge 3.32. Materyal içerikleri ve sıcaklık düzeyleri yönünden izlem zamanlarına göre kompleks viskozitelerin istatistiksel karşılaştırılması

	$\eta'(23\text{ }^{\circ}\text{C})$	$\eta'(33\text{ }^{\circ}\text{C})$	$\eta'(37\text{ }^{\circ}\text{C})$	p-değeri †
0.dk				
Akrilik	911.62±769.78	927.53±708.18	1085.01±1011.78	0.9208
Silikon	852.52±504.18	876.67±470.29	816.79±410.02	0.6209
p-değeri ‡	0.9315	0.5591	0.8501	
1.dk				
Akrilik	1554.17±1550.63	2867.54±2499.85	4048.15±3709.11	0.0289
Silikon	1275.72±750.51	1804.65±715.30	2250.14±737.07 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	0.5825	0.9863	0.8907	
2.dk				
Akrilik	2348.44±2425.87	4888.36±3965.52	6865.92±5345.56 ^a	0.0021
Silikon	1631.46±872.25	3913.10±383.34 ^a	8151.59±1060.15 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	0.9863	1.0000	0.6063	
3.dk				
Akrilik	3188.35±3291.80	6797.56±4892.22	9438.70±5762.55 ^a	0.0003
Silikon	2034.20±929.69	10399.94±2314.55 ^a	27200.67±7613.61 ^{ab}	<0.0001
p-değeri ‡	1.0000	0.0426	<0.0001	
6.dk				
Akrilik	5570.64±5454.09	11665.75±5012.16 ^a	15930.69±3926.66 ^a	<0.0001
Silikon	4463.65±814.98	52641.21±15000.24 ^a	66790.82±23995.77 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	1.0000	<0.0001	<0.0001	
9.dk				
Akrilik	7592.92±6906.63	15762.20±3770.82 ^a	20568.50±3095.70 ^{ab}	<0.0001
Silikon	12291.68±3009.43	69258.48±23939.23 ^a	72604.73±24130.61 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	0.0154	<0.0001	<0.0001	
12.dk				
Akrilik	9308.50±7792.71	19033.64±2794.95 ^a	23774.05±4208.34 ^{ab}	<0.0001
Silikon	29049.00±9094.71	73055.85±24219.72 ^a	74700.39±23973.52 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	<0.0001	<0.0001	<0.0001	
15.dk				
Akrilik	10845.50±8296.70	21720.00±2960.18 ^a	25945.73±5610.33 ^a	<0.0001
Silikon	46179.73±14098.40	74834.09±24114.03 ^a	75723.12±23786.47 ^a	<0.0001
p-değeri ‡	<0.0001	<0.0001	<0.0001	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.003125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00208$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.003125$).

Çizelge 3.33. Başlangıca göre kompleks viskozite değerlerinde meydana gelen yüzdesel değişimlerin materyal içerikleri ve farklı sıcaklıklar açısından incelenmesi

	η' (23 °C)	η' (33 °C)	η' (37 °C)	p-değeri †
0-1.dk				
Akrilik	42.61±47.50	156.81±86.99 ^a	253.21±69.53 ^a	<0.00001
Silikon	50.59±3.13	125.39±40.32 ^a	208.47±73.52 ^{ab}	<0.00001
p-değeri ‡	1.00000	0.28680	0.03314	
0-2.dk				
Akrilik	104.22±93.88	377.71±107.91 ^a	705.66±236.55 ^{ab}	<0.00001
Silikon	102.50±23.10	484.08±285.39 ^a	1258.82±802.46 ^{ab}	<0.00001
p-değeri ‡	1.00000	0.60627	0.02552	
0-3.dk				
Akrilik	173.80±138.75	656.98±103.57 ^a	1386.60±784.76 ^a	<0.00001
Silikon	170.15±63.36	1702.46±1332.16 ^a	4873.97±3958.61 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.68010	0.02133	<0.00001	
0-6.dk				
Akrilik	395.77±240.30	1740.77±847.50 ^a	3965.06±3356.94 ^a	<0.00001
Silikon	647.81±451.56	7907.81±5055.97 ^a	9804.52±4877.93 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	0.03764	<0.00001	0.00021	
0-9.dk				
Akrilik	623.61±277.71	2929.30±1944.65 ^a	6158.76±5701.37 ^a	<0.00001
Silikon	2362.53±2124.88	9506.49±4479.15 ^a	10523.35±4692.46 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	<0.00001	0.02038	
0-12.dk				
Akrilik	857.32±261.52	4006.33±3023.17 ^a	7783.42±7500.51 ^a	<0.00001
Silikon	5895.57±5549.27	9957.01±4370.99	10800.75±4651.97 ^a	<0.00001
p-değeri ‡	<0.00001	0.00019	0.05221	
0-15.dk				
Akrilik	1101.50±235.95	4927.93±3971.54	8923.23±8779.77	0.00095
Silikon	8346.91±6777.43	10181.18±4333.65	10945.20±4648.43 ^a	0.00070
p-değeri ‡	<0.00001	0.00412	0.14898	

Veriler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi, † Her bir takip zamanı içerisinde materyaller sabit tutulduğunda sıcaklıklar arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.000893$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Her bir takip zamanı içerisinde sıcaklık düzeyleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.000595$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 23°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.000893$), b: 33°C ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.000893$).

3.6.2. Farklı Sıcaklıklarda İÇeriklerin Karşılaştırılması

Materyal içerikleri 23 °C, 33 °C ve 37 °C deki sıcaklıklarda kendi içerisinde karşılaştırılmışlardır.

3.6.2.1. Depolama Modulusun Karşılaştırılması

Ölçüm başlama zamanı olarak belirtilen 0. dk da akrilik ve silikon örnekler içerisinde 23 °C, 33 °C ve 37 °C de depolama modulus değerleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiş ($p>0.0031$) ancak 6. ve 15. dklar da gerek akrilik gerekse silikon örnekleri için 23 °C ye göre sırasıyla; 33 ve 37 °C deki depolama modulus değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0.0031$) (Şekil 3.33 ve Çizelge 3.26).

Başlangıç zamanına göre değerlerin yüzdesel değişimleri incelendiğinde, akrilik ve silikon örnekler içerisinde 0.dk ya göre 6.dk da depolama modulus değerlerinde meydana gelen yüzdesel artış 23 °C ye göre sırasıyla; 33 ve 37 °C’ de istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0.00089$). Gerek akrilik gerekse silikon örneklerin 0.dk ya göre 15.dk da depolama moduluslerinde meydana gelen yüzdesel değişim miktarları yönünden farklı sıcaklıklar arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemektedir ($p>0.00089$) (Çizelge 3.27).

3.6.2.2. Kayıp Modulusun Karşılaştırılması

0. dk da akrilik ve silikonların kayıp moduluslerinde 23 °C, 33 °C ve 37 °C de istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.0031$). 6. dk da akrilik ve silikon örnekler kendi içerisinde 23 °C ye göre; 33 ve 37 °C deki kayıp modulus düzeyleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.0031$). Ayrıca, akrilik grupta 33 °C ye göre 37 °C deki kayıp modulus değeri de anlamlı derecede yüksektir ($p<0.0031$). 15. dk da akrilik örnekler içerisinde; 33 ve 37 °C deki kayıp modulus

değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek iken ($p<0.0031$), silikon örnekler içerisinde; 33 °C ve 37 °C deki kayıp modulus düzeyleri daha düşüktür ($p<0.0031$) (Şekil 3.34 ve Çizelge 3.28).

Değerlerin yüzdesel değişimleri incelendiğinde, akrilik ve silikon örnekler içerisinde 0.dk ya göre 6.dk da kayıp modulusda meydana gelen yüzdesel artış; 33 ve 37 °C de istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0.00089$). Gerek akrilik gerekse silikon örneklerin 0.dk ya göre 15.dk da kayıp modulus yönünden farklı sıcaklıklar arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemektedir ($p>0.00089$) (Çizelge 3.29).

3.6.2.3. Tan Deltanın Karşılaştırılması

0.dk da akrilik ve silikon örnekler içerisinde; tan delta düzeyleri yönünden farklı sıcaklıklar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.0031$). 6.dk da akrilik örneklerde 37 °C deki tan delta düzeyi, silikon örneklerde ise; 33 ve 37 °C deki tan delta düzeyi istatistiksel olarak daha düşüktür ($p<0.0031$). 15. dk da gerek akrilik gerek silikon örneklerde; 33 ve 37 °C deki tan delta düzeyi 23 °C ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür ($p<0.0031$). Ayrıca; akrilik örneklerde 33 °C ye göre 37 °C deki tan delta düzeyi de istatistiksel olarak daha düşüktür ($p<0.0031$) (Şekil 3.35 ve Çizelge 3.30).

Başlangıç zamanına göre yüzdesel değişimleri yönünden incelenmek istendiğinde, akrilik ve silikon örnekler için 0.dk ya göre 6.dk da tan delta değerlerinde meydana gelen yüzdesel azalma 23 °C ye göre sırasıyla; 33 ve 37 °C de istatistiksel olarak daha fazladır. Akriliklerde ayrıca 33 °C ye göre 37 °C deki tan delta değerleri yüzdesel değişim olarak daha fazla azalmıştır ($p<0.00089$). Yine tüm örnekler için 0.dk ya göre 15.dk da tan delta ölçümlerinde meydana gelen yüzdesel azalma; 23 °C ye göre 37 °C de istatistiksel olarak daha fazladır ($p<0.00089$) (Çizelge 3.31).

3.6.2.4. Kompleks Viskozitenin Karşılaştırılması

0.dk da akrilik ve silikonlarda kompleks viskozite yönünden 23 °C, 33 °C ve 37 °C arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.0031$). 6. dk ve 15. dk da ise hem akrilik hem de silikon örneklerde 33 ve 37 °C deki kompleks viskozite değeri istatistiksel olarak anlamlı derece daha yüksektir ($p<0.0031$) (Şekil 3.36 ve Çizelge 3.32).

Başlangıç zamanına göre yüzdesel değişimleri yönünden incelenmek istendiğinde, akrilik ve silikon örnekler için 0. dk ya göre 6. dk da kompleks viskozite ölçümlerinde meydana gelen yüzdesel artış 33 ve 37 °C de istatistiksel olarak daha yüksektir ($p<0.00089$). Silikon örnekler içerisinde 0.dk ya göre 15. dk da kompleks viskozite ölçümlerinde meydana gelen yüzdesel artış 37 °C de istatistiksel olarak yüksektir ($p<0.00089$). Akrilik örneklerde ise 0.dk ya göre 15. dk da kompleks viskozite ölçümlerinde meydana gelen yüzdesel artış miktarları yönünden farklı sıcaklıklar arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.00089$) (Çizelge 3.33).

4. TARTIŞMA

İlk olarak 1869 da ‘doğal kauçuk’tan üretilen yumuşak astar maddeleri bir asırdan fazla süredir diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Güncel diş hekimliği uygulamalarıyla birlikte hasta başında da uygulanan yumuşak astar maddeleri özellikle protez ve implant tedavilerinde diş hekimleri için çok değerli bir malzeme haline gelmiştir (Hashem, 2015 ve Landayan ve ark., 2014).

ISO (1999) tarafından “destek dokulardaki travmayı azaltmak amacıyla dokuyla temas eden protez alanlarına yapışan yumuşak esnek materyaller” olarak tanımlanan yumuşak astar maddeleri; obturatörlere gereksinim duyulan konjenital veya kazanılmış üst çene defektlerinde, bruksizm, ağız kuruluğu, kemik çıkıntıları, kret atrofileri ve travmatize oral mukozadan dolayı acı veren protez alanlarında yastık benzeri kuvvet dağıtıcı olarak görev üstlenmekte ve andırkatlara uyumu sayesinde de protezlerin tutuculuğunu arttırmaktadırlar. Sıklıkla lokal basınçları azaltmak için kullanılan astar maddeleri dokuya iletilen çiğneme kuvvetini azaltmak yerine genellikle kuvvetin tüm dokuya yayılmasını sağlayan tampon görevi görürler. Sahip olması arzu edilen özellikler arasında; kaide materyaline yüksek bağlanma dayanımı, boyutsal stabilite, düşük su emilimi, biyouyumluluk ve renk stabilitesi ile kolay uygulanabilirlik, daimi yumuşaklık ve elastikiyet ilk sıralarda yer almaktadır (Hashem, 2015 ve Garcia ve Jones, 2004).

Modern diş hekimliği hızlı bir şekilde gelişmekte ve buna bağlı olarak dental kaide malzemeleri de yeni teknikler ve içeriklerle üretilmektedir. Yeni teknoloji ve malzemelere rağmen yine de kaide materyallerinin tüm eksiklikleri giderilememekte, bazı vakalarda hala yumuşak astar malzemelerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sebeple diş hekimliği teknolojisindeki araştırmalar yumuşak astar maddelerini de kapsamaktadır.

Yapılan araştırmaların çoğunda yukarıda bahsedilen amaçlar için kullanılan yumuşak astar maddelerinin gelişmelerine bağlı olarak yeni birçok yararlı özelliklerinin farkına varıldığı ifade edilmektedir. 1950'lerde diş hekimliği alanına rutin olarak girmelerinden günümüze kadar astar maddelerinin mekanik, fiziksel, kimyasal ve daha birçok özellikleri iyileştirilmektedir (Braden ve ark., 1995; Harrison, 1981; Rodrigues ve ark., 2013 ve Zarb ve Bolender, 2004).

Bu gelişmelerle birlikte kullanılan malzemelerin özelliklerini bilmek her daim diş hekimlerine kolaylık sağlamakta, seçilen malzemelerin amacına uygun olması; öngörülen tedavi prosedürlerini daha başarılı kılmakta, hasta memnuniyetini arttırmaktadır.

İlerleyen teknoloji ve materyal çeşitliliğinin artması ile birlikte son yıllarda dental materyallerin fiziksel özelliklerine ait daha aydınlatıcı bilgilere ihtiyaç duyulması nedeniyle; elastisite, plastisite, kırılma, akıcılık, viskoelastisite özelliklerini içeren reolojik incelemeler önem kazanmıştır.

Kimyadan fiziğe, fizikten eczacılığa, eczacılıktan mühendisliğe çok geniş branşlarda büyük öneme sahip olan reoloji; kullandığımız bir çok dental malzemenin manipülasyonunu, adezyonunu, elastisitesini, stabilitesini, çalışma ve jelleşme zamanlarını algılayabilmemize olanak sağlamaktadır. Bu sebeple günümüze kadar çok sayıda dental materyalin reolojik özelliklerinin incelendiği çalışmalar yapılmıştır.

Reolojik olarak incelenen dental materyaller arasında kompozitler, pit ve fissür örtücüler, dental simanlar, endodontik kanal patları, ölçü malzemeleri, doku iyileştiriciler ve yumuşak astar maddeleri, akrilik rezinler, protez adezivleri bulunmaktadır. Dental alanda reoloji biliminin kullanılması, yeni dental materyal formülasyonlarına katkısı ve mevcut materyallerin kullanım özelliklerinin geliştirilmesi, uzun dönem etkinliklerinin artırılması bakımından çok önemlidir (Beun ve ark., 2012; Chang ve ark., 2015; Lee ve ark., 2010; Leforestier ve ark., 2010; Murata ve ark., 1998a; Papadogiannis ve ark., 2009; Saitoh ve ark., 2010 ve Topcu, 2015).

Kullandığımız dental malzemelerin çoğu hem elastisite hem de viskozite özelliklerine sahip viskoelastik maddelerdir. Viskoelastisite bir madde de eşzamanlı olarak elastik ve viskoz özelliklerin bulunduğunu ifade etmektedir. Mükemmel bir elastik deformasyon ve mükemmel bir viskoz akıcılık da, viskoelastisitenin iki sınırlayıcı davranışı olarak düşünülebilir.

Bu sebeple polimer yapıdaki yumuşak astar maddelerinin viskoelastik özellikleri reolojik ölçümler ile analiz edilebilmektedir.

Malzemelerin viskoelastisiteleri; materyale gerilim uygulanıp oluşan gerinmenin ölçülmesi, gerinme uygulanıp oluşan gerilimin ölçülmesi ve gerinme hızına bağlı gerilimin ölçülmesi şeklinde üç farklı yöntemle ölçülmektedir. Ayrıca statik ve dinamik testler olarak da viskoelastisite testleri ikiye ayrılmaktadır (Duman, 2002; Saitoh ve ark., 2010 ve Topcu, 2015). Statik viskoelastisite testlerinde, örneğe kısa bir zaman periyodunda ve tek bir yönde gerilim ya da gerinme uygulanarak, meydana gelen değişiklikler ölçülmektedir. Bu test yöntemi; özellikle viskoelastik olayların nispeten uzun zaman periyotları boyunca gerçekleştiği durumlarda kullanılır. Dinamik viskoelastisite testleri ise; örneğe sinusoidal bir gerilim ya da gerinme uygulanarak viskoelastisite ölçme tekniğidir. Bu yöntem, özellikle kısa zaman periyotlarında gerçekleşen viskoelastik olayların incelenmesinde kullanılır. Dinamik viskoelastik testlerde, örneğe zarar vermeyecek deformasyonlar altında ölçüm yapılır. Bu sayede deformasyon altında partikül çökeltilerinin yapısı ve karmaşık haldeki polimer molekülleri incelenebilmektedir. Dolayısıyla dinamik viskoelastisite testleri günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (Saitoh ve ark., 2010 ve Topcu, 2015). Dinamik mekanik analizlerde dinamik viskozite, viskoelastik davranışın viskoz komponentinin doğrudan ölçümü ve tanjant delta değeri, deformasyon boyunca madde içinde oluşan enerji kaybının bir göstergesi olduğu için, bu değerler viskoelastik maddeleri değerlendirmede önemlidir (Çınar, 2017 ve Topcu, 2015).

Materyallerin özelliklerinin incelenmesinde viskozimetrelerden yararlanılırken sınırlı ölçümlerin yapılabilmesi ve alınan sonuçların yetersiz oluşu nedeniyle; araştırmacılar reolojik özellikleri incelemek üzere reometrelerden faydalanmaya

başlamışlardır. Geçmiş yıllarda konvansiyonel kon-plaka, plaka-plaka, kapiler reometre gibi cihazlar kullanılırken, güncel araştırmalarda farklı geometrilerdeki gerilim kontrollü reometreler tercih edilmektedir. Bu tip reometreler hem çalışma şekli hem de ortaya koyduğu bilgi açısından konvansiyonel koni-plaka reometrelerinden farklılık göstermektedir. Konvansiyonel koni-plaka reometreleri; uygulanan gerilim hızının örnek materyal üzerine yüklenmesi, oluşan gerinmeden viskozitenin hesaplanması prensibiyle çalışır. Gerilim kontrollü reometreler ise tork uygulanması ve sonucunda oluşan deformasyon ya da gerinmenin ölçülmesi prensibine dayanır. Salınımlı ya da resiprokasyonlu çalışan reometrelerde; dinamik viskozite, kompleks viskozite, depolama modülüsü, kayıp faktör (tanjant delta) gibi parametreler ölçülebilmektedir. Bu reometreler, örnek üzerine çok küçük kuvvetler uygulayarak, numuneye zarar vermeden oldukça hassas ölçümler yapılabilmesine olanak sağlamaktadır (Çınar, 2017).

1970 yılında Braden, kon-plaka viskozimetresiyle yaptığı yumuşak astar maddesi çalışmalarının yanı sıra McCarthy ve Moser (1978), Newsome ve arkadaşları (1988) ile Graham ve arkadaşları (1991) paralel plaka plastomerleri kullanarak araştırmalarına devam etmişlerdir. Sonra ki çalışmalarda ise displacement reometreler ve osilasyonlu reometreler kullanılmıştır (Murata ve ark., 1993; Murata ve ark., 1997 ve Yang ve ark., 2015). Berg ve arkadaşları (2003) ise bir maddenin viskoelastik davranışlarını saptamanın etkili bir yöntemi olarak salınım modlu reometre ile inceleme olduğunu söylemektedirler.

Sık kullanılan yumuşak astar maddelerinin reolojik özelliklerinin değerlendirilmesi ve farklı sıcaklıkların bu özellikler üzerine etkilerini incelemek amacıyla planladığımız çalışmamızda geliştirilmiş özellikleriyle Peltier sıcaklık kontrol ünitesine sahip osilasyonlu reometre cihazı (Anton Paar MCR 102, Anton Paar GmbH, Austria) kullanılmıştır. Plaka-plaka geometrisine sahip bu gerilim kontrollü reometre cihazı; istenilen sıcaklık şartlarının kolay bir şekilde ayarlanabilmesi, testlerin yapılabilmesi için gerekli örnek miktarının diğer reometrelere oranla daha az olması, örneklerin yerleştirildiği ve ölçümlerin yapıldığı alanların kolayca temizlenebilmesi, ölçüm aralığının istenen seviyede ayarlanabilmesi, örneklerin

sertleşme reaksiyonu boyunca elastik ve viskoz karakterlerindeki değişikliklerin ayrıntılı şekilde monitörize edilebilmesi gibi avantajlara sahiptir.

Deneylerimizde günümüz diş hekimlerinin sıkça tercih ettiği, kolay ulaşılabilir, kısa sürede ve hasta başında uygulanabilir, otopolimerize (oda ısısında polimerize edilebilen) akrilik ve silikon içerikli yumuşak astar maddeleri tercih edilmiştir. Üretici firmaların önerileri dikkate alınarak doku iyileştirici ve geçici besleme amacıyla kullanılan akrilik içerikli Visco Gel (Grup A; DENTSPLY, USA), güncel formülasyonu ISO 10139-2 (2016) ye uygun uzun dönem kullanılabilir ve ISO 10139-1 (2005) e uygun kısa dönem, doku iyileştirici olarak kullanılma özelliklerinin bulunduğu ifade edilen silikon içerikli Sofreliner Tough S (Grup B; Tokuyama Corp., Japan), yine ISO 10139-2 (2016) ye uygun uzun dönem kullanılabilir astar maddesi Sofreliner Tough M (Grup C; Tokuyama Corp., Japan), uzun dönem kullanılabilen silikon içerikli Ufi Gel P (Grup D; VOCO GmbH, Germany) ile geçici besleme amacıyla kullanıma uygun formüle edilmiş akril içerikli Trusoft (Grup E; Bosworth Company, USA) materyalleri gruplara ayrılarak çalışılmıştır. Uzun dönem kullanılabilen otopolimerize akril içerikli astar maddelerinin temini zor ve çalışmaların sayısı ise oldukça sınırlıdır. Bu durumun nedeni; akrilik içerikli daimi (uzun süreli) otopolimerize astarların artık monomer miktarlarının, ısı ile polimerize akrilik içerikli yumuşak astar maddelerine göre çok daha fazla olması ve uzun dönem kullanımına bağlı meydana gelebilecek komplikasyonlar ve biyouyumsuzluklar sebebiyle oldukça az tercih edilmesi olarak düşünülmektedir.

Polimerizasyon reaksiyonu ile sertleşen dental materyallerin reolojik özellikleri zamana bağlı olarak değişim gösterirler. McCabe ve Arikawa (1998), stres kontrollü salınımlı reometrede frekans, tork, yer değiştirme ve zamana bağlı 4 ana değişkenin olduğunu belirterek bu tür malzemelerde; sabit bir frekans ve tork değeri uygulanıp, zamanın bir fonksiyonu olarak açısız yer değiştirmenin izlenmesini önermektedirler.

Murata ve arkadaşları (2005); doku düzenleyicilerle yaptıkları çalışmada 1 Hz frekansta ve 1 mm plaklar arası mesafede, 30 sn aralıklarla veri aldıkları bir viskoelastisite araştırması gerçekleştirmişlerdir. Saber-Sheikh ve arkadaşları da

(1999), polimerize olmuş bazı yumuşak astar maddelerinin viskozitelerini incelemek için frekans ayarını 1 Hz olarak belirlemişlerdir. Yine Wagner ve arkadaşları (1995), 37 °C ve 1 Hz' de yapılan ölçümlerin daha değerli sayıldığını, bu koşulların çevre dokulara da çok yakın olduğunu söylemişlerdir. Lacoste-Ferré ve arkadaşları (2011) ise; farklı yapıdaki polimerize olmuş yumuşak astar maddelerini ARES gerinme kontrollü reometrede 1 Hz frekansta ve 37 °C de kıyaslamıştır. Çalışmalar bu sıcaklık ve frekans değerlerinin çiğneme ritmini ve insan vücut sıcaklığını taklit ettiğini belirtmektedirler ve yaptığımız literatür taramasında bu bilgiyi destekler birçok çalışma da bulunmaktadır. (Abe ve ark, 2009; Buch ve Beal, 1995; Lee ve Lee, 2012; Murata ve ark., 1998b; Murata ve ark., 2000; Murata ve ark., 2002; Waters ve Jagger, 1999 ve Williams ve ark., 1996).

Yukarıda bahsedilen çalışmalar göz önünde bulundurularak deneylerimiz 1 Hz frekansta yapılmış, gruplar arası kıyaslamalar ise özellikle 37 °C de 15. dk göz önünde bulundurularak yorumlanmıştır.

Ürünlerin çalışma, sertleşme ve jelleşme zamanları ile ilgili kesinlik olmamakla birlikte materyallerin tavsiye edilen kaideye ve ağıza yerleştirme, şekillendirmeye başlama, ağızdan çıkarma ve trimleme zamanları ortalama olarak eş zamanlara denk gelmektedir. Trimleme zamanları “ağızdan çıkartıldıktan sonra” ibaresiyle belirtilmekle birlikte örnekler arasında Ufi Gel P (Grup D) için trimleme zamanı 15. dk olarak verilmiş ki bu dakika diğer gruplarda önerilen trimleme zamanlarını ve gruplar için literatürlerde geçen bazı çalışma ve jelleşme zamanlarını kapsamaktadır (McCabe, 1998; Murata ve ark., 1993 ve Murata ve ark., 1998a).

Çalışmamızda otopolimerize yumuşak astar maddelerinin polimerizasyon boyunca reolojik özelliklerini ve 3 farklı sıcaklığın reolojik özellikler üzerine etkilerini incelemek amaçlanmıştır. Test amacıyla tercih edilen sıcaklıklar; yumuşak astar maddelerinin karıştırma ve kaideye yerleştirme aşaması olarak oda sıcaklığında (23°C), şekillendirme aşamalarında ise ağız açma ve kapamalarına bağlı olarak ağız içi sıcaklığında (33°C) ve vücut sıcaklığında (37 °C) reaksiyona devam ettikleri göz önünde bulundurularak seçilmiştir.

Ağız açıkken intraoral sıcaklığın vücut sıcaklığından birkaç derece daha düşük olduğu ve $33\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,5'$ nin ölçü malzemelerinin ağız ortamındaki özelliklerinin değerlendirilmesinde uygun bir değer olduğu öne sürülmüştür (Lee ve Lee, 2012 ve Topçu, 2015). Literatürde oda sıcaklığında ($23\text{-}25\text{ }^{\circ}\text{C}$), ağız içi sıcaklığında ($33\text{-}35\text{ }^{\circ}\text{C}$) ve vücut sıcaklığında ($37\text{ }^{\circ}\text{C}$) reolojik ölçümlerin yapıldığı birçok çalışma mevcuttur (Berg ve ark, 2003; Murata ve ark, 1997; Pae ve ark., 2008 ve Yang ve ark., 2015). Murata ve arkadaşları (1997), çalışma ve jelasyon zamanıyla ilgili yaptıkları araştırmada; çalışma zamanının belirlenmesi için $23\text{ }^{\circ}\text{C}$, jelasyon zamanının belirlenmesi içinse $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de ölçümlerini gerçekleştirmişlerdir.

Bu çalışmalar göz önünde bulundurularak araştırmamızda test edilen akrilik ve silikon esaslı astar maddelerin reolojik özellikleri, oda sıcaklığında ($23\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0.01$), açık ağız sıcaklığında ($33\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0.01$) ve vücut sıcaklığında ($37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0.01$) incelenmiştir.

Bununla birlikte; elastomerik maddelerin polimerizasyon reaksiyonunun sıcaklık değişimlerine önemli derecede duyarlı olduğu ve reolojik parametreleri anlamlı derecede etkilediğini öne süren bir çok çalışma mevcuttur. Daha önce yayınlanan makaleler ve tez çalışmalarındaki veriler de sertleşme reaksiyonunun sıcaklıkla ilişkisinin daha detaylı olarak araştırılmasının önemini vurgulamaktadır (Berg ve ark., 2003; Lee ve Lee, 2012; Pae ve ark., 2008 ve Topcu, 2015).

Çalışmamızda da $23\text{ }^{\circ}\text{C}$, $33\text{ }^{\circ}\text{C}$ ve $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ de tüm grupların depolama modülüsü (G'), kayıp modülüsü (G''), tan delta ($\tan \delta$) ve kompleks viskozitesi (η') incelenmiştir.

Viskoelastik özelliklerin ifadesinde depolama modülüsü (G'), geri kazanılabilir elastik deformasyon ile bağlantılı olarak malzemenin enerjiyi depolayabilme yeteneği için kullanılırken kayıp modülüsü (G'') ise bize yapının dağınık, viskoz komponentleri ile ilgili bilgiler sunmaktadır (Clarke, 1989a; Clarke, 1989b; Lacoste-Ferré ve ark., 2011; Saber-Sheikh ve ark., 1999; Wagner ve ark., 1995; Waters ve ark., 1996a ve Williams ve ark., 1996).

Tüm örneklerin, 23 °C den 37 °C ye doğru polimerizasyon boyunca reaksiyon hızı artmış ve 37 °C de beklenen depolama modulus, kayıp modulus, tan delta ve kompleks viskozite değerlerine daha hızlı ulaşılmıştır. 23 °C den, 33 °C ve 37 °C ye doğru reaksiyon hızı artarken, en fazla farklılık 23 °C ile 37 °C arasında en az fark ise 33 °C ile 37 °C arasında görülmüştür. Bu durum; sıcaklığın polimerizasyon hızını buna bağlı olarak çalışma zamanını ve sertleşme zamanını etkilediğini desteklemekte, 33 °C ile 37 °C de görülen farklılığın daha az olması ise sıcaklıkların birbirine daha yakın olması ve bu oranda reaksiyon kinetiğini etkilemesine bağlanmaktadır.

Farklı sıcaklıkların astar maddelerinde meydana getirdiği yüzdesel değişimler incelendiğinde ise; hem silikon esaslı hem de akril esaslı geçici astar maddelerinde tüm parametrelerin özellikle ilk dakikalarda daha fazla etkilendiği 15. dk sonunda ise akrilik içerikli ve silikon içerikli grupların yüzdesel değişimleri arasında fark görülmediği belirlenmiştir. İlk 6 dk da belirgin şekilde görülen bu yüzdesel fark, sıcaklığın özellikle çalışma zamanında polimerizasyonu etkilediğini kanıtlamaktadır. 15. dk da ise akrilik ve silikon astar maddeleri yeterli final son viskoelastisitesine ulaştığı için değerler arasında rakamsal olarak fark bulunsa da; deney başlangıç zamanı ile deney bitiş zamanı arasında görülen yüzdesel değişimlerde 23, 33 ve 37 °C için istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemektedir.

Ud Din ve arkadaşlarının 2016 yılında polivinilsiloksan elastomerlerin çalışma ve sertleşme zamanlarının sıcaklığa bağlı etkilerini reolojik olarak inceledikleri çalışmalarında diğer faktörler elimine edildiğinde sıcaklığın 23 °C den 37 °C ye arttırılmasıyla polimerizasyon oranının artmasına sebep olduğunu ve bunun sonucu olarak da çalışma ve sertleşme zamanının kısaldığını belirtmişlerdir.

Berg ve arkadaşları (2003), elastomerlerin 4 farklı sıcaklıkta, zamana bağlı olarak deformasyona karşı göstereceği direnç ya da sertliği ($G'(t)$) ve de zamana bağlı olarak akışkanlıktaki azalmayı ifade eden ($\tan \delta(t)$) parametrelerle yapmış oldukları çalışmada sıcaklığın; sertleşme reaksiyonunun kinetik yapısını etkileyerek reolojik parametreleri değiştirdiğini göstermişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızla uyumlu olup; akrilik esaslı geçici astar maddelerinin ve elastomer ölçü maddelerine benzer kimyasal

yapıda olan silikon astar maddelerinin polimerizasyon hızı da sıcaklığa bağlı olarak artmış, reolojik parametreler rakamsal ve istatistiksel olarak etkilenmiştir.

Polimerize olmuş maddelerde sıcaklık ile viskozite arasındaki ilişki Arrhenius eşitliği ile açıklanabilir. Bu eşitliğe ($\eta = A_1 e^{E_v/RT}$) bağlı olarak sıcaklık viskoziteyi direk etkilemekte ve sıcaklık ile akıcılık artmaktadır (Acartürk ve ark., 2009; Çınar, 2017 ve Topcu, 2015).

Saber-Sheikh ve arkadaşlarının (1999) ticari ve deneysel üretilmiş astar maddeleri üzerinde 15 °C ile 60 °C de yapmış olduğu viskoelastik analizlerde akriliklerin sıcaklık değişiminden daha fazla etkilenmesini, geçiş sıcaklığının ağız sıcaklığına yakın olmasından kaynaklandığını söylemektedirler. Lacoste-Ferré ve arkadaşları (2011), polisiloksan içerikli yumuşak astar maddeleriyle yaptıkları çalışmada; silikon esaslı astar maddelerinin fiziksel yapısının rastgele amorf ve erimiş halde bile düzenli iki yapıdan oluştuğunu belirtmektedirler. Bu son düzenli yapı kristalin bir faz olarak kabul edilebilir. Polimerize olmuş silikon esaslı astar maddeler için -25 °C nin üzerindeki sıcaklıklarda depolama modulusü (G') değerinin sıcaklıktan bağımsız olduğu ifade edilmektedir. Klinik kullanımlarda ön görülen fizyolojik sıcaklıkta (37 °C) ise; akrilik içerikli yumuşak astarların plastikleştiricileri yapıya lastikli bir davranış kazandırır. 30 °C' nin üstünde, polimer zincirleri belirsiz bir plastik plato oluşturur. Bu durum PMMA ve PEMA örneklerinin düşük moleküler ağırlıkları ile açıklanabilir.

Lacoste-Ferré ve arkadaşları (2006) otopolimerize ve ısıyla polimerize silikonlar üzerinde yapmış oldukları termal mekanik analizlerde otopolimerize silikon esaslı astarların 37 °C de frekansı ne olursa olsun elastik davranış gösterdiğini savunmuşlardır. Çalışmamızdaki silikon esaslı astar maddeleri Sofreliner Tough S (Grup B), Sofreliner Tough M (Grup C) ve Ufi Gel P (Grup D) de yüksek depolama ve düşük kayıp modulus değerleriyle elastik davranış göstermektedirler.

Waters ve arkadaşlarının (1996a) ısıyla polimerize olan yumuşak astarlarla 30-70 °C sıcaklıkta yapmış oldukları dinamik mekaniksel analizlerde ise; akrilik

esaslarda kayıp modulus değerlerinin sıcaklığa bağlı değiştiği, non akril esaslı astar maddelerinin ise yüksek elastik ve reziliens özelliklerinden dolayı sıcaklık değişimine direnç gösterdiğini bulmuşlardır. Çalışmamızda hem akrilik geçici, hem de silikon esaslı astar maddelerinin sıcaklık değişimine bağlı kayıp modulus (G'') değerlerinde değişiklik göstermesinin sebebi ise etkilenmiş polimerizasyon hızıyla ilişkili kayıp modulus (G'') değerlerinin de farklılık göstermesidir. İki çalışmanın sonuçları arasında gözlenen bu farklılık, Waters ve arkadaşlarının polimerizasyonunu tamamlamış astar maddelerini incelemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Saber-Sheikh ve arkadaşları (1999) ise bu sıcaklık duyarlılığını daha düşük sıcaklıklarda malzemenin daha kolay trimlenebilmesine ve cilalanabilmesine olanak sağlayan bir avantaj olarak görmektedirler. Sıcaklık duyarlılığına bağlı malzemeler; Arrhenius eşitliği ile düşük sıcaklıklarda daha yüksek depolama modulus (G') ve tan delta ($\tan \delta$) değerlerine sahip olmakta, daha katı forma dönüşmektedir. Bu da trimlemeyi ve cilalama işlemini kolaylaştırmaktadır.

Çalışmamızda, trimleme zamanı olarak belirlenen 15. dk da akrilik esaslı geçici ve silikon esaslı daimi astar maddelerinin depolama (G') ve tan delta ($\tan \delta$) değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Depolama modulusu; akril esaslı geçicilere göre daha yüksek, tan delta değeri ise anlamlı derecede daha düşük bulunan silikon esaslı astar maddeleri akril esaslılara göre daha elastik formdadır. Bu durum silikonların daha kolay trimlenebilmesine olanak sağlar.

Wagner ve arkadaşları (1995), malzemenin depolama modulusunun elastik modülüne eşit denilecek kadar benzer olduğunu belirtmişlerdir. Tan delta ($\tan \delta$) ise maddenin deformasyon boyunca bünyesinde meydana gelen enerji kaybının bir ifadesidir. Malzeme tarafından absorbe edilen ve ısıya dönüştürülen enerji miktarını belirtir. Deformasyon sonucu enerjiyi emen malzemeler, yüksek tan faktörlerine sahiptir. Kayıp modulusun, depolama modülüne oranı olan tan delta, viskoelastik özelliklerin incelenmesinde önemli bir parametredir. Yüksek tan delta değerleri daha fazla enerji kaybını ve daha viskoz davranışı ifade ederken, düşük tan delta değerleri elastik özelliğin arttığını gösterir (El Deeb ve ark, 2011; McCabe ve Arikawa, 1998;

Wagner ve ark., 1995 ve Waters ve ark, 1996a). Çalışmamızda da yüksek tan delta ($\tan \delta$) değerindeki akrilik esaslı geçici astar maddelerinin (Visco Gel, Trusoft) daha viskoz yapıda olduğu, kuvvetler karşısında daha fazla yer değiştirdiği ve gelen kuvvetleri destek dokulara daha az iletmediği kanıtlanmaktadır.

Akrilik esaslı geçici astar maddelerinin jelasyonu boyunca viskoelastisitesini incelediği çalışmalarında Murata ve arkadaşları (2005), özellikle doku iyileştiriciler için tan delta eğrisini 3 bölüme ayırmaktadırlar. 1. bölge; tan deltanın zamana bağlı olarak hızlı bir şekilde azaldığı, 2. bölge; tan delta = 1 olduğu nokta (jel noktası) ve 3. bölge tan deltanın azalmaya devam ettiği bölgedir. Birinci bölgenin başlangıcında PEMA polimerleri plastikleştiricilerde çözünür ancak hala zincir sarmalı seyrek. Tüm çözelti bu aşamada esasen Newtonian sıvı özelliğindedir. Sarmal yapıların oluşmasıyla viskozite zamana bağlı olarak kademeli artar. Bu aşamadan sonra artık çözelti viskoz akışkan olarak tanımlanamaz. Jel noktasından önce, depolama modulus (G') her zaman kayıp modulusden (G'') daha küçük olmasına rağmen, G' , G'' 'den çok daha hızlı artar ve böylece $\tan \delta$ azalır. 2. bölgede son derece uzun molekül üretilir ve sistem jel noktasına (sıvı-katı geçişi) ulaşır, bu bölge $\tan \delta = 1$ in en yakınındaki alanlardır. 3. bölge ise, geçici astarlar için zincir sarmallarının sahte çapraz bağlar oluşturduğu alandır. Bu azalma ve depolama modulusdeki (G') artmaya bağlı olarak reaksiyon süresi arttıkça örnekler daha elastik davranış kazanırlar.

Çalışmamızda 37 °C de akrilik esaslı Visco Gel (Grup A) için başlangıç $\tan \delta$ değeri 1' den büyük olup ($1,75 \pm 0,1$) belirtilen üç alan izlenebilmekte, Trusoft (Grup E) ise 1' den küçük başlangıç tan delta değeri ($0,94 \pm 0,1$) göstermektedir. Trusoft (Grup E) da viskoz akışkan safhanın izlenememesine sebep olarak karıştırma işleminin ilk dakikasında bu fazın geçilmiş olabileceği, ölçümlerin ve veri alınımının bu dakikadan sonra başlamış olabileceği öngörülebilir. Şaşırtıcı olarak Ufi Gel P (Grup D) nin, diğer silikon içerikli astar maddelerinin tersine 1' den büyük $\tan \delta$ ile başlaması çok kısa bir süre viskoz özellik gösterdiğini ifade etmektedir. Ölçüm sonunda da silikon esaslı Sofreliner Tough S (Grup B) ve Sofreliner Tough M (Grup C) ye göre daha yüksek $\tan \delta$ değeri kazanmış, daha fazla kuvveti absorbe edebilecek bir yapıya dönüşmüştür.

El Deeb ve arkadaşları (2011), ölçü malzemeleriyle yaptıkları çalışmada tan deltanın zamana bağlı değişimini incelemişlerdir. Çalışma zamanının başlangıcındaki tan delta değeri, ölçüm zamanının sonuna göre daha yüksek bulunmakta ve sebebi olarak elastik özelliklerin artmasıyla devam eden çapraz bağlanma reaksiyonu gösterilmiştir. Aynı durum astar maddeleri içinde geçerli olmakta çalışmamızda araştırılan tüm grupların başlangıç zamanlarındaki tan delta değerlerinin son ölçüm zamanlarına göre yüksek olduğu görülmektedir. Visco Gel (Grup A) ve Trusoft (Grup E) un silikonlara göre daha yüksek tan delta değerinde olmalarının sebebi ise; kimyasal yapılarına bağlı çapraz bağlanma görülmeden zincirleşme reaksiyonunun oluşmasıdır.

Chladek ve arkadaşlarının (2014) astar maddeleri ile ilgili hazırladıkları derlemede de; fonksiyonel stresi absorbe yeteneği daha iyi olan yüksek tan δ değerli uzun dönem kullanılabilir astarların, düşük tan δ değerlerindeki silikon içerikli astar maddelerine göre daha fazla tercih edilir olduğunu belirtmektedir. Ufi Gel P (Grup D), Sofreliner Tough S (Grup B)' den daha yüksek tan δ değerine sahip olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturmamakta, ürün tercihinde diğer reolojik parametrelerde göz önünde bulundurulmalıdır.

Kawara ve arkadaşları (2015) için de tan delta değerinin 1 den büyük olması malzemenin viskoz materyal olarak adlandırılmasına sebep olurken, bu değer 1 den küçük olması malzemenin elastik bir materyal olduğunu belirtmektedirler. Ayrıca klinik sertleşme sonrasında tan deltada değişiklik görülme ihtimalinin çok düşük olduğunu da öne sürmektedirler.

Yumuşak astarlar arasında farklı tipte materyal özelliklerinin bulunmasından dolayı çok çeşitli ve geniş viskoelastik özellikler bulunmaktadır. Özellikle otopolimerize yumuşak astarların sertleşme özellikleri materyallerin çalışma süresini, karıştırma sonrası manipülasyonunu, destek mukoza dokusu ve kaide arasındaki adaptasyonunu etkilemektedir. Klinik çalışmalar için uygun olan viskoelastik özellikler birbirinden farklı olduğu için; jelasyondan sonraki viskoelastik özellikler öncelikli olan kullanım amaçlarını etkilemektedir (Murata ve ark., 1998a ve Murata ve ark., 1998b). Murata ve arkadaşları (1998a), astar maddelerinden doku iyileştirmek

amacıyla kullanılan materyallerin özellikle de yumuşak ve elastik olanlarının daha uygun olduğunu belirtmektedirler. Bunun yanı sıra fonksiyonel ölçü almak amacıyla kullanılacak malzemeler de plastik özellikte olmalıdır.

Çalışmamızda doku iyileştirme amacına uygun yapıda kullanıma sunulan Visco Gel (Grup A), Sofreliner Tough S (Grup B) ve Trusoft (Grup E) örneklerinin reolojik parametreleri incelendiğinde de diğer örnek gruplarına göre anlamlı derecede düşük depolama modülüsü ve kompleks viskozite değeri göstermektedirler. Sofreliner Tough S (Grup B) in, Visco Gel (Grup A) ve Trusoft (Grup E) a göre kayıp modülüs ve tan delta değerlerinde rakamsal ve istatistiksel farklılıklar bulundurmasının sebebi olarak polivinilsiloksan içerik ve çapraz bağlı zincir yapısı gösterilebilir.

Visco Gel (Grup A) ve Trusoft (Grup E) un içerikleri ise aynı olup gruplar arası kıyaslamalardaki reolojik parametrelerde istatistiksel olarak aralarında anlamlı farklılık yoktur. Rakamsal olarak Trusoft (Grup E)'un, Visco Gel (Grup A)'e göre kayıp modülüs ve tan delta verilerinde daha düşük değeri almasını; Lima ve arkadaşlarının 2016 da belirttiği gibi düşük plastikleştirici konsantrasyonu içermesi etkilemiş olabilir.

Yang ve arkadaşları 2015 yılında yapmış oldukları araştırmalarında ise; viskoelastik özellikleri iyileştirmek adına geliştirdikleri yeni doku iyileştiricilerinin jelasyon zamanlarının manipulasyondan etkilendiğini belirtmişlerdir. Yine astar maddelerinin doku iyileştirici görevi görebilmesi için; erken dönemde yüksek akıcılığa sahip olması ve zamana bağlı olarak akıcılık özelliğini düşük oranda kaybetmesi gerektiğini ifade etmişlerdir. Bunun yanı sıra düşük erken dönem akıcılık, geçici besleme materyali olarak kullanıma uygundur. Elde ettiğimiz verilere göre de geçici besleme astar maddesi olarak kullanıma sunulan Trusoft (Grup E) başlangıçta Visco Gel (Grup A) ile aynı reolojik değerler göstermekte gerekli durumlarda doku iyileştirme amacıyla da rahatlıkla kullanılabilceği düşünülmektedir. Ayrıca materyalin elastik davranışını gösteren depolama modülüsü (G') ve materyalin viskoz davranışını ifade eden kayıp modülüsün (G'') düşük değerlerde olması; materyale mukozanın eski sağlığını geri kazandırma ve fonksiyonel stresler altında mukozanın

şeklini daha etkili şekilde kaydetme avantajını sağlayan yüksek akıcılık özelliğini kazandırmaktadır. Ancak bu durum astar maddeleri için ayrı bir önem arz eden yeterli ve gerekli astar kalınlığının oluşmasını zorlaştıracaktır.

Doku iyileştirme amacıyla kullanılan astar maddeleri; protez altındaki mukozada oluşan deformasyonu düzeltebilmeli ve fonksiyonla oluşan devamlı ve zayıf basınçlar için uzun bir zaman aralığında akıcı özelliğini devam ettirebilmelidir. Uzun dönem kullanılan astar maddeleri gibi çapraz bağlantılı amorf polimerler ise uzun süre akıcılık özelliklerini devam ettirememektedirler. Ancak bu durum kullanım boyunca daimi deformasyonu engellemekte, doku uyumunu ve okluzal dikey boyutu ise devam ettirmektedir. Ayrıca yastık etkisiyle stresi dağıtmakta, çiğneme işlemi sırasında oluşan ağrıyı hafifletmektedir. Bu özellikleriyle silikon esaslı astar maddeleri fonksiyonel ya da nonfonksiyonel kuvvetler karşısında şekillerini koruyabilmektedirler. Bunun yanı sıra az miktardaki deformasyon ise protez altındaki doku değişikliklerine adaptasyonu sağlar. Viskoelastik özelliklerde zamanla görülen değişiklikler astar maddelerinin etkilerinin devamlılığını sağlamaktadır (Murata ve ark., 1998b).

Silikonların uzun süre yüksek elastik özelliklerini koruması ve akrilik esaslı geçici astarlara göre sıcaklık ile frekans değişiminden daha az etkilenmesinin nedeni olarak amorf fazda esnek zincirlerin kristallerin organizasyonunu sağlaması şeklinde gösterilmektedir (Lacoste-Ferré ve ark., 2011). Akril esaslı geçicilerin, yüksek kayıp modulus değerleriyle yüksek akışkanlık göstermelerinin sebebi ise özellikle yapılarındaki polimerize rezin içerisinde reaksiyona girmemiş ya da serbest halde bulunan artık monomer ve plastikleştiricilerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bununla birlikte, bu malzemeler kullanım süreleri boyunca tükürük, gıda, su ve temizleme solüsyonlarına maruz kalırlar. Bu sebeple eşzamanlı olarak su emme ile birlikte plastikleştiricilerin ve diğer çözümler bileşenlerin kaybına neden olur. Bu durum, akril esaslı geçicilerin zamanla sertleşmesi ve viskoelastik özelliklerinin değişkenlik göstermesinin ana sebepleri arasındadır (Lima ve ark., 2016 ve Pinto ve ark., 2002).

Murata ve arkadaşlarının (2002) çiğneme ve dinlenme ritmini taklit etmek amacıyla farklı frekans değişikliklerinin daimi akril, silikon ve geçici astar maddelerinin viskoelastisitesi üzerinde etkisini, dinamik mekanik analizlemeyle inceledikleri çalışmalarında da kayıp modulusun çok önemli bir parametre olduğu ve daimi boyutsal değişikliklerin önüne geçebileceğini ifade etmektedirler. Çalışmamızda da akril esaslı geçici astar maddelerinin silikon esaslılara göre daha yüksek kayıp modulus değeri göstermesi, plastikleştirici ve çözücü maddelerin sızması ve su emilimine bağlı daha fazla boyut değiştirmesi görüşünü destekler bulgular olduğu gösterilebilir.

Murata ve arkadaşları (2002), aynı çalışmalarında silikon esaslı astar maddelerinin akrilik esaslı geçici astar maddelerinden anlamlı derecede yüksek depolama modulu (G') değeri ve düşük tan delta ($\tan \delta$) değeri gösterdiğini söylemektedirler. Aynı tip materyaller karşılaştırıldığında da benzer viskoelastik özellikte oldukları bulunmuştur. Bu malzemelerle yapmış oldukları fonksiyonel testlerde ise maksimum ısırma kuvveti açısından silikonları, geçici akril maddelerinden daha etkili bulmuşlardır. Bu duruma elde ettiğimiz bulgularla paralel sonuçlar gösteren daha yüksek depolama modulu ve $0'$ a yakın tan delta değeriyle silikonların çok daha yüksek elastik özellikte olması gösterilmiştir.

Lee ve Lee, (2012) elastomer ölçü maddeleriyle yapmış olduğu çalışmada; polimerizasyon boyunca depolama modülü (G') nün zamana göre arttığı ve sonunda belirli bir platoya ulaştığını söylemektedir. Bu platoya kadar olan alan, silikon içeriklerinde çapraz bağlanma sayısının arttığını ve jelasyon sürecinin ilerlediğini gösterir. Benzer kimyasal yapıdaki silikon esaslı astar maddelerinde ve akrilik içerikli geçici astar maddelerinde de aynı depolama modülü (G') artışı görülmektedir. Ancak çalışmamızda akril esaslı geçici astar maddelerinin plato evresi net bir şekilde takip edilememektedir. Bu duruma Lee ve Lee'nin çalışmasında belirtildiği gibi, (2012) her malzemenin platoya ulaşması için gereken sürenin birbirinden farklı olması ve akrilik esaslı geçicilerin çapraz bağlantı içermeyen ya da çok zayıf çapraz bağlantılı zincir yapıları nedeniyle sahip oldukları yüksek akıcılık özellikleri sebep olarak gösterilebilir.

Lee ve Lee (2012), çalışmasında tan deltanın azalma hızına bağlı olarak elastikiyet hızının da aynı oranda artacağını belirtmiştir. Ölçümlerimiz sonucu yüzdelerdeki değişimlerde göz önünde bulundurulduğunda; silikon esaslılar, akrilik esaslı geçicilere göre tan delta hızında daha hızlı azalma göstermektedir. Bu durum silikon esaslıların akrilik esaslılara göre daha hızlı elastik yapıya geçtiğinin kanıtıdır.

Otopolimerize silikon esaslı ve yüksek ısı ile polimerize olan akrilik, silikon ve floroelastomer esaslı uzun dönem kullanılabilen astar maddelerinin yaşlandırmaya bağlı dinamik viskoelastik özelliklerini inceledikleri çalışmaların da Murata ve arkadaşları (2000), daha yüksek tan delta değerine sahip malzemelerde, deforme etmek için kullanılan enerjinin malzemede ısı olarak daha fazla dağıldığı ve polimerik segmentlerin veya atomik grupların hareketleriyle polimerik yapıda daha fazla değişikliklerin meydana geldiğini bildirmişlerdir. Fakat bu hareketler tamamen geri dönüşümlü olmamakta, bu nedenle kalıcı deformasyonlar meydana gelmektedir. Klinik olarak daha yüksek tan delta değerine sahip astar maddeleri, daha fazla bozulma göstermelerine rağmen çiğneme veya fonksiyonel kuvvetler altında daha rahat stres dağılımı oluşturmaktadırlar. Bu yüzden astar maddeleri arasında akrilik esaslı geçici astar maddeleri daha iyi bir şekilde stresi dağıtmakta, uygulanan kuvvetlerin oral dokulara zararlı bir şekilde iletilmesini daha fazla önlemektedirler.

Bu bilgilerin ışığında silikon esaslılara göre daha yüksek tan delta geçici astar maddelerinin doku iyileştirme amacıyla kullanılması tavsiye edilebilir. Ancak geçici astar maddelerinin oluşan deformasyonlara karşı kuvveti daha fazla ısı olarak dağıtacağı bunun sonucu olarak kullanım süreleri boyunca silikon esaslılara göre daha kısa sürede deformasyona uğrayacağı bilinmelidir. Tüm grupları karşılaştırdığımız analizlerimizde de doku iyileştirmek için kullanılan Sofreliner Tough S (Grup B)'nin, Visco Gel (Grup A) ve Trusoft (Grup E)'a göre daha düşük tan delta değeri gösterdiği ve akıcılığının daha düşük olmasıyla birlikte daha stabil olduğu kanıtlanmaktadır. Ufi Gel P (Grup D) ise tan delta parametresinde Trusoft (Grup E)'a benzer sonuç göstermekte, uzun dönem kullanıma uygun olmasına rağmen kısa süreli kullanımlarda da diğer silikon esaslı astar maddelerine göre stresi daha fazla dağıtabileceğini göstermektedir. Tercih edilecek ürünlerde bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

Murata ve arkadaşları (1993), içerisinde Visco Gel (Grup A)'in de bulunduğu 6 farklı akril esaslı geçici astar maddesi için jelleşme zamanını takip ederek başlangıç viskoelastik özelliklerinin; devam eden akıcılık, plastik deformasyon ve minimum elastik kayıt olduğunu öne sürmüştür. Bunun yanı sıra; malzemenin başlangıçta çok akıcı olması astar maddesinin protezden akarak uzaklaşmasına, çok viskoz olmasının ise tüm yüzeyler için düzenli bir tabaka elde edilememesine sebep olabileceği belirtilmiştir. İlave olarak çok çeşitli malzemeler çok geniş aralıkta jelasyon hızı ve değişikliği gösterdiği için her bir malzemenin başlangıç akıcılığının bilinmesi gerektiği vurgulanmıştır. Araştırmamızda kullandığımız örnekler içerisinde Visco Gel (Grup A)'in de diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek akıcılık özelliği gösterdiği, manipulasyonu ve yeterli kalınlığın diğer örneklerle göre daha zor sağlandığı bulgulanmıştır.

Kuvvetin, destek dokulara direk iletiminin engellenmesi amacıyla kullanılan akril esaslı geçici astarların yanı sıra silikon esaslı astar maddelerin gelişimindeki ana etken de kuvveti tamponlama etkisi ve fonksiyonel stresleri absorbe etmesidir. ISO 10139-2 (2016) ye göre yumuşak astar maddeleri katı, orta ve yumuşak olarak viskoelastik 3 tipe ayrılmaktadır. Yumuşak olanlar daha hızlı degrade (aşınma) olurken, bakteri kolonizasyonuna ve yemek artıklarına da daha fazla kaynak olur. Bunun yanı sıra yumuşak tipler daha ince olmakta ve protez kaidesini daha az zayıflatmaktadır. Ancak yeterli inceliğe sahip olsa dahi yumuşaklık protez stabilitesini azaltabilir, yanlış okluzyonal kuvvetlere bağlı ağrıya sebep olabilir (Abe ve ark., 2009).

Abe ve arkadaşlarının (2009), 7 farklı polivinilsiloksan astar maddesinin dinamik viskoelastik özelliklerinin tan delta ve kompleks modulus parametrelerinde inceledikleri çalışmalarında; örnekler arası kıyaslamada % 20 doldurucu oranına sahip Sofreliner Tough Medium' un orta derecede elastik özellik gösterdiği, % 6 oranında doldurucu içeren Sofreliner Medium Soft ve Sofreliner Super Soft' un ise viskoz davranış gösterdiğini ifade etmişlerdir.

2014 yılında Chladek ve arkadaşlarının uzun dönem kullanılabilir astar maddeleriyle ilgili yapmış oldukları derlemede ise silikon esaslı astar maddesinin % 6 dan %20 ye çıkarılan doldurucu miktarının, kayıp modülü azaltmasının yanı sıra kompleks modülü de etkileyerek yükselttiğini belirtmişlerdir. Bu bulgularla birlikte elde edilen kayıp modülün; birleşmiş dolduruculardan ve doldurucu ile polimer matriksi arasındaki kimyasal bağlanmadan etkilendiği hipotezi kurulmuştur.

Elde ettiğimiz bulgularla Sofreliner Tough S (Grup B)'nin Sofreliner Tough M (Grup C)' ye göre daha yüksek tan delta değeri göstermesini de yukarıdaki bilgileri göz önünde bulundurarak, içeriğindeki azaltılmış doldurucu oranına bağlayabiliriz.

Reolojik çalışmalardaki çeşitliliğe rağmen çok farklı mukoza tipleri ve çok çeşitli kullanım endikasyonları bulunmaktadır. İstenilen tüm özellikler tek bir malzemede bulunmadığı için elastik özellikler de dikkate alınarak materyaller içerisinde en uzun sürede en az bozulma oranına sahip malzemeler seçilmeye çalışılmaktadır.

Yine malzemelerin tercihinde; daha uzun jelasyon ve çalışma zamanına sahip astar maddeleri, kaideye yerleştirilmeleri ve ağızda şekillendirilmeleri için hekime yeterli zaman kazandırmakta ve plastik fazda şekillendirme ihtimalini azaltmaktadır. Ancak; yüksek başlangıç akıcılıklarına sahip uzun çalışma zamanlı astar maddelerinde de yeterli kalınlık miktarının sağlanması daha zordur. Materyalin trimleme işlemi için ağızdan çıkarılmadan önce uzun bir süre ağız içerisinde konumlandırılması ise hasta için rahatsız edicidir. Tüm bu özellikler de malzeme tercihinde göz önünde bulundurulması gereken adımlardır.

Kullanılan dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bilinmesi çok önemli bir konu olup, kazanılan viskoelastik özelliklerin rakamsal değerlerinin yanında çevresel etkenlerde göz önünde bulundurulmalıdır. Her hastanın ağrı eşiği, çiğneme kuvveti, doku cevabı, çevre etkenleri ve memnuniyet kriterleri farklı olabilmekte, materyal seçimi bu durumlar göz önünde bulundurularak değişkenlik gösterebilmektedir. Bu sebeple çok çeşitli astar maddeleri olmasına rağmen materyal

seçiminde kesin ve net bir tercih seçeneği sunulamamaktadır. Ancak diş hekimlerinin ortak düşüncesi; aranan en ideal astar maddesinin yüksek elastik ve yüksek viskoz özelliğe sahip olmasıdır.

Hala her iki özelliğe de yüksek oranda sahip bir materyal geliştirilememiş olsa da yaptığımız in vitro çalışma dahilinde ve güncel çalışmalar ışığında keşfedilecek materyallerle yeni nesil astar maddeleri üreilmeye çalışılacak, karşılaşılan problemler için yeni çözüm yolları aranacaktır.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Günümüzde kullanılan astar maddelerinin klinik amaçlara uygun seçiminde, fiziksel davranışları ve reolojik özellikleri büyük önem taşımaktadır. Çalışmamızda farklı yapıdaki yumuşak astar maddelerinin değişik sıcaklık ve zamanlardaki reolojik özellikleri incelenmiş ve elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Farklı sıcaklıklar açısından 23 °C, 33 °C ve 37 °C de tüm materyaller başlangıç zamanından trimleme zamanına kadar olan süre boyunca reolojik parametrelerde incelenmiştir. 23 °C den 37 °C ye doğru polimerizasyon boyunca tüm materyallerde reaksiyon hızlanmış, 23 °C de depolama modulus, kayıp modulus, tan delta ve kompleks viskozite değerlerine çok daha uzun süre de ulaşılmıştır.
2. 23 °C den, 33 °C ve 37 °C ye doğru sıcaklık arttıkça astar maddeleri daha hızlı sertleşmiş ve daha hızlı elastik-viskoelastik yapı kazanmıştır. 33 °C ve 37 °C de klinik açıdan reaksiyon hızları arasında anlamlı değişiklikler görülmezken, 23 °C ile 37 °C arasında ise oldukça yüksek fark izlenmiştir. Ayrıca çalışma zamanları içerisinde, 37 °C de diğer sıcaklıklardan daha fazla yüzdesel değişim gözlenmektedir. Bu sebeple yumuşak astar maddelerinin kullanımları sırasında ortam ısısına dikkat edilmeli, sıcak ortamlarda işlemler hızlandırılmalıdır.
3. Zamana bağlı olarak tüm materyallerin reolojik parametrelerinde anlamlı değişiklikler görülmektedir. Silikon esaslı astar maddelerinin (Sofreliner Tough S, Sofreliner Tough M, Ufi Gel P) reolojik parametrelerdeki yüzdesel değişimleri, akrilik esaslı geçici astar maddelerine (Visco Gel, Trusoft) göre daha yüksektir. Bu durum 0. dk daki reolojik özelliklerine göre; final sertleşme aşamasında silikon esaslıların daha fazla elastik katıya yakın yapı kazandığını göstermektedir.

4. Tüm materyallerin reolojik parametreleri dikkate alındığında kısa sürede, yüksek değerde elastik özellik kazanan silikon esaslı Sofreliner Tough M'nin manipulasyonu, ağız içi şekillendirilmesi, trimleme ve cilalama gibi işlemleri diğer astar maddelerine göre daha kolay bir şekilde ve kısa sürede gerçekleştirilirken, daha akıcı ve düşük elastik özellikteki akrilik esaslı Visco Gel ve Trusoft'un manipulasyonu, ağız içi şekillendirilmesi, trimleme ve cilalama işlemleri diğerlerine göre daha zordur.
5. Hem daimi hem de geçici ve doku iyileştirici özelliğiyle piyasaya sunulan silikon esaslı Sofreliner Tough S astar maddesinin doku iyileştirmek amacıyla gerekli başlangıç reolojik bulguları, akrilik esaslı geçici astar maddelerinden farklı olsa da test süresi boyunca elde edilen reolojik bilgiler itibariyle akrilik esaslı geçicilerin dezavantajlarını elimine etmek amacıyla tercih edilmelidir.
6. Ağrı, tutuculuk problemleri, ekzostoz ve protez memnuniyetsizliği gibi komplikasyonlarda çapraz bağ zincir yapılı silikon esaslı astar maddeleri gibi **elastisitesi** yüksek astar maddeleri tercih edilirken, ağrı şikayetinin devam ettiği ve doku travmasının çok yüksek olduğu durumlarda daha düşük depolama modülüsü ve daha yüksek tan delta değerine sahip yüksek viskoz özellikli **viskoelastik** akrilik esaslı geçici astar maddeleri sık sık yenilemek koşuluyla tercih edilmelidir.

ÖZET

Farklı Yapıdaki Yumuşak Astar Maddelerinin Değişik Sıcaklıklarda Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Son yıllarda konservatif yaklaşımlarla diş kayıpları azalıyor, implant tedavileri daha popüler hale geliyor olsa da hala kısmi veya tam dişsiz hastalar konvansiyonel protetik tedavilere ihtiyaç duymaktadırlar. Bu ihtiyaçla birlikte yumuşak astar maddelerine gereksinim de devam etmektedir. Diş hekimliğinde önemli bir yere sahip olan yumuşak astar maddelerinin kullanım alanları, çalışma ve sertleşme zamanları, adezyonları, boyutsal stabiliteleri ise büyük oranda malzemenin reolojik özelliklerine bağlıdır ve bu özellikleri bilmek diş hekimlerine büyük kolaylık sağlamaktadır.

Çalışmamızın amacı da, sık tercih edilen bazı yumuşak astar maddelerinin farklı sıcaklıklarda reolojik özelliklerindeki değişiklikleri incelemek, reolojik ve viskoelastik özellikleri karşılaştırmaktır.

Araştırmamızda silikon ve akrilik esaslı yumuşak astarların reolojik özellikleri, 23 °C, 33 °C ve 37 °C sıcaklıklar altında, osilasyonlu reometrenin izotermal kürleşme, jelleşme test modunda incelenmiştir. Her ölçüm 15 dk boyunca sürmüş, depolama modülüs (G'), kayıp modülüs (G''), tan delta (tan δ) ve kompleks viskozite (η') özelliklerini belirten veriler elde edilmiştir. Gruplar arasındaki farklılıkları belirlemek için ise Mann Whitney U ve Kruskal Wallis test yöntemleri kullanılmıştır ($p<0,05$).

Elde edilen sonuçlara göre akril esaslı geçici astar maddeleri viskoelastik özellikte, silikon esaslı astar maddeleri ise elastik özellikte olup astar maddelerinin klinik amaçlara uygun seçiminde fiziksel davranışları ve reolojik özellikleri büyük önem taşımaktadır. En yüksek elastik özelliği silikon esaslı Sofreliner Tough M göstermiştir. Ayrıca gruplandırılan astar maddelerinin reolojik parametreleri sıcaklık değişiminden etkilenmiştir. Sıcaklık artışına bağlı olarak polimerizasyon reaksiyonu hızlanmış, daha kısa sürede final değerlere ulaşmışlardır.

Anahtar Kelimeler: Reoloji, Reometre, Sıcaklık etkisi, Viskoelastisite, Yumuşak astar maddesi.

SUMMARY

Evaluation of Rheological Properties of Soft Lining Materials with Different Composition Under Various Temperatures

In recent years, conservative approaches have reduced tooth loss and implant treatments are becoming more popular, but also partial or complete edentulous patients still need conventional prosthetic treatment. With this requirement, soft lining materials are still required. Usage areas, working and hardening times, adhesions, dimensional stability of soft lining materials which have an important place in dentistry, are dependent on the rheological properties of the materials. And knowing these properties provides great convenience to dentists.

The aim of our study is to investigate changes in rheological properties of different soft lining materials that are preferred recently, at different temperatures and to compare the rheological properties and viscoelastic behaviour.

In our study, the rheological properties of silicone and acrylic soft liners were investigated using an oscillatory rheometer in isothermal curing, gelafication test mode, under 23°C, 33°C and 37°C temperatures. Each measurement lasted for 15 min and data, which were the storage modulus (G'), loss modulus (G''), tan delta ($\tan \delta$) and complex viscosity (η'), were obtained. Mann Whitney U and Kruskal Wallis tests were used to identifying differences between groups ($p < 0,05$).

According to the results obtained, acrylic based temporary lining materials have viscoelastic properties and silicone based lining materials have elastic properties. In addition, physical behavior and rheological properties are very important in selection of soft lining materials for clinical purposes. Silicone based Sofreliner Tough M showed the highest elasticity. Furthermore, rheological parameters of the soft liners grouped were affected by the temperature changes and depending on the increase in temperature, the polymerization reaction was accelerated and the final values were reached in a shorter time.

Keywords: Rheology, Rheometer, Soft denture liner, Temperature effect, Viscoelasticity.

KAYNAKLAR

- ABE Y, TAJI T, HIASA K, TSUGA K, AKAGAWA Y (2009). Dynamic viscoelastic properties of vinyl polysiloxane denture soft lining materials. *J Oral Rehabil*, **36**: 887-893.
- ABRAMS S, HELLEN W (2006). Fabrication of an overdenture covering a torus palatinus using a combination of denture base materials: A case report. *Dent Today*, **25**: 74, 76-7.
- ACARTÜRK F, AĞABEYOĞLU İ, ÇELEBİ N, DEĞİM T, DEĞİM Z, DOĞANAY T, TAKKA S, TIRNAKSIZ F (2009). Modern Farmasötik Teknoloji. Türk Eczacılar Birliği Eczacılık Akademisi Yayınları, Ankara, Bölüm 21.
- AKYÜZ ÖF (2001). Plastikler ve Plastik Enjeksiyon Teknolojisine Giriş, Pagev Yayınları 2. Baskı, İstanbul. s.: 68-110.
- BAL BT, YAVUZYILMAZ H (2006). Yumuşak astar maddeleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, **Suppl.**: 53-60.
- BARNES HA, HUTTON JF, WALTERS K (1993). An Introduction to Rheology, 3th Impression, Elsevier Science, Amsterdam. Chapter 1, 2, 3.
- BASCOM PW (1966). Resilient denture base materials. *J Prosthet Dent*, **16**: 646-649.
- BAYSAN A, PARKER S, WRIGHT PS (1998). Adhesion and tear energy of a long term soft lining material activated by rapid microwave energy. *J Prosthet Dent*, **79**: 182-187.
- BERG JC, JOHNSON GH, 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**: 150-161.
- BEUN S, BAILLY C, DEVAUX J, LELOUP G (2012). Physical, mechanical and rheological characterization of resin-based pit and fissure sealants compared to flowable resin composites. *Dent Mater*, **28**: 349-359.
- BILLMEYER FW (1971). Textbook of Polymer Science, 2nd Ed., Wiley Interscience Publication, New York, pp.: 185-241.
- BRADEN M (1970). Tissue conditioners: II. Rheologic properties. *J Dent Res*, **49**: 496-501.
- BRADEN M, CLARKE RL (1972). Viscoelastic properties of soft lining materials. *J Dent Res*, **51**: 1525-1528.
- BRADEN M, ELLIOTT JC (1966). Characterization of the setting process of silicone dental rubbers. *J Dent Res*, **45**: 1016-1023.
- BRADEN M, WRIGHT PS, PARKER S (1995). Soft lining materials-a review. *Eur J Prosthodont Rest Dent*, **3**: 163-174.
- BROWN D (1988). Resilient soft liners and tissue conditioners. *Br Dent J*, **164**: 357-360.

- BUCH D, BEAL Y (1995) Surface conditions and viscoelastic properties of the denture liner Permaflex. *Int J Prosthodont*, **8**: 285-291.
- CHA HS, YU B, LEE YK (2011). Changes in stress relaxation property and softness of soft denture lining materials after cyclic loading. *Dent Mater*, **27**: 291-297.
- CHANG SW, LEE YK, ZHU Q, SHON WJ, LEE WC, KUM KY, BAEK SH, LEE IB, LIM BS, BAE KS (2015). Comparison of the rheological properties of four root canal sealers. *Int J Oral Sci*, **7**: 56-61.
- CHHABRA RP (2010). Non-Newtonian Fluids: An Introduction. *Rheology of Complex Fluids*. ed.: DESPHANDE AP, KRISHNAN JM, KUMAR PBS. Springer Dordrecht Heidelberg London, New York.
- CHLADEK G, ŻMUDZKI J, KASPERSKI J (2014). Long-term soft denture lining materials. *Materials*, **7**: 5816-5842.
- CLARKE RL (1989a). Dynamic mechanical thermal analysis of dental polymers I. Heat-cured poly(methyl methacrylate)-based materials. *Biomaterials*, **10**: 494-498.
- CLARKE RL (1989b). Dynamic mechanical thermal analysis of dental polymers II. Bisphenol A-related resins. *Biomaterials*, **10**: 549-552.
- ÇALIKKOC AOĞLU S (2010). Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler, Quintessence yayıncılık, 5. Baskı, İstanbul, s.: 522-542.
- ÇINAR H (2017). Farklı içerikli kök kanal dolgu patlarının reolojik özelliklerinin incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
- DUMAN AN (2002). Elastomerik Esaslı Bazı Ölçü Maddelerinin Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- EL DEEB MES, WALY GH, HABIB NEDA (2011). Evaluation of rheological properties of two elastomeric impression materials during working time. *J Am Sci*, **7**: 94-100.
- EL HADARY A, DRUMMOND JL (2000). Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *J Prosthet Dent*, **83**: 356-361.
- GARCIA LT, JONES JD (2004). Soft liners. *Dent Clin N Am*, **48**: 709-720.
- GRAHAM BS, JONES DW, SUTOW EJ (1991). Clinical implications of resilient denture lining material research. Part II: Gelation and flow properties of tissue conditioners. *J Prosthet Dent*, **65**: 413-418.
- HARRISON A (1981). Temporary soft lining materials: A review of their uses. *Br Dent J*, **151**: 419-422.
- HASHEM MI (2015). Advances in soft denture liners: An update. *J Contemp Dent Pract*, **16**: 314-318.
- HATAMLEH MM, MARYAN CJ, SILIKAS N, WATTS DC (2010). Effect of net fiber reinforcement surface treatment on soft denture liner retention and longevity. *J Prosthodont*, **19**: 258-262.

- HAYAKAWA I, HIRANO S, KOBAYASHI S, NAGAO M, MASUHARA E (1994). The creep behavior of denture-supporting tissues and soft lining materials. *Int J Prosth*, **7**: 339-347.
- HAYAKAWA I, HIRANO S, TAKAHASHI Y, KEH E (2000). Changes in the masticatory function of complete denture wearers after relining the mandibular denture with a soft denture liner. *Int J Prosth*, **13**: 227-231.
- HAYAKAWA I, KEH E, MORIZAWA M, MURAOKA G, HIRANO S (2003). A new polyisoprene-based light-curing denture soft lining material. *J Dent*, **31**: 269-274.
- HRISTOV I, SLAVCHEV D, ZLATEV S, ALEXANDROV S (2017). Visco-elastic properties of soft relining materials - review. *J of IMAB*, **23**: 1571-1574.
- International Organization for Standardization, ISO 10139-1 (2005) Dentistry - Soft lining materials for removable dentures - Part 1: Materials for short-term use
- International Organization for Standardization, ISO 10139-2 (1999) Dentistry - Soft lining materials for removable dentures - Part 2: Materials for long-term use
- International Organization for Standardization, ISO 10139-2 (2016) Dentistry - Soft lining materials for removable dentures - Part 2: Materials for long-term use
- JANMEY PA, SCHLIWA M (2008). Rheology. *Curr Biol*, **18**: 639-641.
- KAUR A, SHEVKANI K, SINGH N, SHARMA P, KAUR S (2015). Effect of guar gum and xanthan gum on pasting and noodle-making properties of potato, corn and mung bean starches. *J Food Sci Technol*, **52**: 8113-8121.
- KAWANO F, KON M, KORAN A, GRAIG RG (1994). Shock absorbing of four processed soft denture liners. *J Prosthet Dent*, **72**: 599-605.
- KAWARA M, IWASAKI M, IWATA Y, KOMODA Y, INOUE S, KOMIYAMA O, SUZUKI H, KUROKI T, HASHIZAKI K (2015). Rheological properties of elastomeric impression materials for selective pressure impression technique. *J Prosthodont Res*, **59**: 254-261.
- KHEDMAT S, MOMEN-HERAVI F, PISHVAEI M (2013). A comparison of viscoelastic properties of three root canal sealers. *J Dent (Tehran)*, **10**: 147-154.
- KUMARAN V (2010). Fundamentals of Rheology. *Rheology of Complex Fluids*. ed.: DESPHANDE AP, KRISHNAN JM, KUMAR PBS. Springer Dordrecht Heidelberg London, New York.
- KUTAY O (1990). Yumuşak astar maddeleri alanındaki yeni gelişmeler. *JIUFD*, **24**: 70-74.
- LACOSTE-FERRÉ MH, DANDURAND J, DANTRAS E, BLANDIN M, LACABANNE C (2006) Thermo-mechanical analysis of dental silicone polymers. *J Mater Sci*, **41**: 7611-7616.
- LACOSTE-FERRÉ MH, DEMONT P, DANDURAND J, DANTRAS E, DURAN D, LACABANNE C (2011). Dynamic mechanical properties of oral mucosa: Comparison with polymeric soft denture liners. *J Mech Behav Biomed Mater*, **4**: 269-274.

- LANDAYAN JI, MANALOTO AC, LEE JY, SHIN SW (2014). Effect of aging on tear strength and cytotoxicity of soft denture lining materials; in vitro. *J Adv Prosthodont*, **6**: 115-120.
- 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**: 211-219.
- LEE IB, MIN SH, KIM SY, FERRACANE J (2010). Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dent Mater*, **26**: 443-448.
- LEFORESTIER E, DARQUE-CERETTIE, PEITI CH, BOUCHARD PO, BOLLA M (2010). Determining the initial viscosity of 4 dentinal adhesives. Relationship with their penetration into tubuli. *Int J Adhes Adhes*, **30**: 393-402.
- LIMA JF, MACIEL JG, HOTTA J, VIZOTO AC, HONÓRIO HM, URBAN VM, NEPELENBROEK KH (2016). Porosity of temporary denture soft liners containing antifungal agents. *J Appl Oral Sci*, **24**: 453-461.
- MARTORI E, AYUSO-MONTERO R, MARTINEZ-GOMIS J, VIÑAS M, PERAIRE M (2014). Risk factors for denture-related oral mucosal lesions in a geriatric population. *J Prosthet Dent*, **111**: 273-279.
- MCCABE JF (1976). Soft lining materials: Composition and structure. *J Oral Rehabil*, **3**: 273-278.
- MCCABE JF (1998). A polyvinylsiloxane denture soft lining material. *J Dent*, **26**: 521-526.
- MCCABE JF, ARIKAWA H (1998). Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting. *J Dent Res*, **77**: 1874-1880.
- MCCABE JF, WALLS AWG (2008). Applied Dental Materials, 9th Ed., Blackwell publishing. Oxford, UK. Chapter 2, 14.
- MCCARTHY JA, MOSER JB (1978). Tissue conditioners as functional impression materials. *J Oral Rehabil*, **5**: 357-364.
- MURATA H (2012). Rheology - Theory and Application to Biomaterials. *Polymerization*. ed.: Ailton De Souza Gomes. Intech Publisher, London, UK.
- MURATA H, CHIMORI H, HAMADA T, MCCABE JF (2005). Viscoelasticity of dental tissue conditioners during the sol-gel transition. *J Dent Res*, **84**: 376-381.
- MURATA H, HABERHAM RC, HAMADA T, TAGUCHI N (1998b) Setting and stress relaxation behavior of resilient denture liners. *J Prosthet Dent*, **80**: 714-722.
- MURATA H, HAMADA T, DJULAEHA E, NIKAWA H (1998a). Rheology of tissue conditioners. *J Prosthet Dent*, **79**: 188-199.
- MURATA H, HAMADA T, SADAMORI S (2008). Relationship between viscoelastic properties of soft denture liners and clinical efficacy. *JDSR*, **44**: 128-132.

- MURATA H, IWANAGA H, SHIGETO N, HAMADA T (1993). Initial flow of tissue conditioners--influence of composition and structure on gelation. *J Oral Rehabil*, **20**: 177-187.
- MURATA H, MCCABE JF, JEPSON NJ, HAMADA T (1997). The determination of working time and gelation time of temporary soft lining materials. *Dent Mater*, **13**: 186-191.
- MURATA H, TAGUCHI N, HAMADA T, KAWAMURA M, MCCABE JF (2002). Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function. *J Dent Res*, **81**: 123-128.
- MURATA H, TAGUCHI N, HAMADA T, MCCABE JF (2000). Dynamic viscoelastic properties and the age changes of long-term soft denture liners. *Biomaterials*, **21**: 1421-1427.
- MUTLU G (1992). Studies on Prosthetic Materials-Measurement of the Rheological Properties of Acrylic Resins. Doctoral thesis. Department of Prosthetic Dentistry and Dental Care of Elderly, University of Bristol Dental School, Bristol.
- NAZHAT SN, PARKER S, BRADEN M (2004). Silica-filled elastomer/methacrylate systems as soft liners. *J Biomater Sci Polym Ed*, **15**: 727-739.
- NEWSOME PR, BASKER RM, BERGMAN B, GLANTZ PO (1988). The softness and initial flow of temporary soft lining materials. *Acta Odontol Scand*, **46**: 9-17.
- NIELSEN LE, LANDEL RF (1994). Mechanical Properties of Polymers and Composites. 2nd edition. Marcel Dekker Inc., New York, pp.: 63-232.
- NOORT RV (1994). Introduction to Dental Materials. Mosby St Lois, London, s.: 41-53, 183-188, 189-190.
- O'BRIEN WJ (2002). Dental Materials and Their Selection. 3rd Ed., Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago, Chapter 2, 6.
- OKITA N, ORSTAVIK D, ORSTAVIK J, OSTBY K (1991). In vivo and in vitro studies on soft denture materials; microbial adhesion and tests for antibacterial activity. *Dent Mater*, **7**: 155-160.
- PAE A, LEE H, KIM H (2008). Effect of temperature on the rheological properties of dental interocclusal recording materials. *Korea Aust Rheol J*, **20**: 221-226.
- PAPADOGIANNIS D, LAKES RS, PALAGHIAS G, PAPADOGIANNIS Y (2009). Creep and dynamic viscoelastic behavior of endodontic fiber-reinforced composite posts. *J Prosthodont Res*, **53**: 185-192.
- PARK SK, LEE YK, LIM BS, KIM CV (2004). Changes in properties of short-term-use soft liners after thermocycling. *J Oral Rehabil*, **31**: 717-724.
- PARKER S, BRADEN M (1990). Formulation of tissue conditioners. *Biomaterials*, **11**: 579-584.
- PHILIPS RW (1991). Denture lining materials. In Science of Dental Materials. 2nd ed, Skinner, E.W., Saunders: St. Louis, MO, USA, p.: 211

- PINTO JR, MESQUITA MF, HENRIQUES GE, DE ARRUDA NÓBILO MA (2002). Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent*, **88**: 516-521.
- PİŞKİN E (1987). Polimer Teknolojisine Giriş, 1. Baskı, İnkılap Kitabevi, İstanbul
- POLYZOIS GL (1992). Adhesion properties of resilient lining materials bonded to light-cured denture resins. *J Prosthet Dent*, **68**: 854-858.
- POLYZOIS GL, FRANGO MJ (2001). Influence of curing method, sealer and water storage on the hardness of a soft lining material over time. *J Prosthodont*, **10**: 42-45.
- PRASAD AD, PRASAD BR, SHETTY V, SHASTRY CS, PRASAD KD (2014). Tissue conditioners: A Review. *NUJHS*, **4**: 152-157.
- QUDAH S, HARRISON A, HUGGETT R (1990). Soft lining materials in prosthetic dentistry: A review. *Int J Prosthodont*, **3**: 477-483.
- RODRIGUES S, SHENOY V, SHETTY T (2013). Resilient liners: A review. *J Indian Prosthodont Soc*, **13**: 155-164.
- ROSEN SL (1982). Fundamental Principles of Polymeric Materials, 1st Ed., Wiley Interscience Publication, New York
- SABER-SHEIKH K, CLARKE RL, BRADEN M (1999). Viscoelastic properties of some soft lining materials: I-Effect of temperature. *Biomaterials*, **20**: 817-822.
- SAITOH S, SASAKI K, NEZU T, TAIRA M (2010). Viscoelastic behavior of commercially available tissue conditioners under compression. *Dent Mater J*, **29**: 461-468.
- SANTAWISUK W, KANCHANAVASITA W, SIRISINHA C, HARNIRATTISAI C (2010) Dynamic viscoelastic properties of experimental silicone soft lining materials. *Dent Mater J*, **29**: 454-460.
- SCHRAMM G (1994). A Practical Approach to Rheology and Rheometry. 2nd Ed., Gebrueder HAAKE, Karlsruhe, Germany, Chapter 3, 9.
- STEFFE JF (1996). Rheological Methods in Food Process Engineering. 2nd Ed., Freeman Press, East Lansing. Chapter 1.
- TAMURA F, SUZUKI S, MUKAI Y (2002). An evaluation of the viscoelastic characteristics of soft denture liners. *J Prosthodont*, **11**: 270-277.
- TANNER RI, WALTERS K (1998). Rheology: An Historical Perspective. Elsevier Science B.V., Amsterdam, Chapter 1.
- TOPCU AA (2015) Farklı Yapıdaki Elastomerik Ölçü Maddelerinin Değişik Isılardaki Reolojik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora tezi. Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- UD DIN S; HASSAN M; PARKER S; PATEL M (2016). Setting characteristics of three commercial vinyl polysiloxane impression materials measured by an oscillating rheometer. *PODJ*, **36**: 524-527.

- VINOGRADOV GV, MALKIN AY (1980). Rheology of Polymers: Viscoelasticity and Flow of Polymers, 1st Ed., Mir Publishers, Moscow
- WAGNER WC, KAWANO F, DOOTZ ER, KORAN A 3rd (1995). Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part I-Initial properties. *J Prosthet Dent*, **73**: 471-477.
- WATERS M, JAGGER R, WILLIAMS K, JEROLIMOV V (1996a). Dynamic mechanical thermal analysis of denture soft lining materials. *Biomaterials*, **17**: 1627-1630.
- WATERS MG, JAGGER RG (1999). Mechanical properties of an experimental denture soft lining material. *J Dent*, **27**: 197-202.
- WATERS MG, JAGGER RG, WINTER RW (1996b). Water absorption of (RTV) silicone denture soft lining material. *J Dent*, **24**: 105-108.
- WILLIAMS KR, JAGGER RG, SADAMORI S, WATERS MG (1996). Cyclical deformation behaviour of denture soft lining materials. *J Dent*, **24**: 301-308.
- WRIGHT PS (1981). Composition and properties of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent*, **9**: 210-223.
- WRIGHT PS (1984). The success and failure of denture soft lining materials in clinical use. *J Dent*, **12**: 319-327.
- YAMANER IDŞ, TUTAL Z, TUNCER EB (2015). Akrilik rezinler, yumuşak astar materyalleri ve doku düzenleyicilerin çözünürlük özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg*, **25**: 144-152
- YANG TC, CHENG KC, HUANG CC, LEE BS (2015). Development of new tissue conditioner using acetyl tributyl citrate and novel hyperbranched polyester to improve viscoelastic stability. *Dent Mater*, **31**: 695-701.
- YANIKOĞLU N (2004). Yumuşak astar maddeleri ve özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg*, **14**: 55-64.
- ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY E, AKSU L (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, Ankara, Bölüm 3, 12.
- ZARB GA, BOLENDER CL (2004). Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients. 12th Ed., Mosby Publications, St. Louis, pp.: 198.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Şule Nur
Soyadı : MACİT
Doğum Yeri ve Tarihi : Samsun, 17.05.1990
Uyruğu : T.C.
Medeni Durumu : Bekar
İletişim Adresi : Bafra Cad. Baruthane Mah. Ayşe Nine Apt.
İlkadım / SAMSUN
Tel : 05308340413
Elektronik Posta : slnr.macit@gmail.com

II. Eğitim

2014 - Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı / Uzmanlık Eğitimi
2008 - 2013 Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2004 - 2008 Tülay Başaran Anadolu Lisesi

III. Görevler

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
/ Uzmanlık Öğrencisi

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Ulusal Dergilerde Yayımlanan Makaleler:

1. Şule Nur MACİT, Serkan ORUÇ, Ayhan GÜRBÜZ, Mehmet Ali KILIÇARSLAN (2016). Farklı Seramik Kor Yapılarının Veneer Porselen

Rengi Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* **43**: 157-164

**Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalında Sunulan Seminerler, Literatür Sunumları, Vaka
Raporları:**

1. Seminer Sunumu (2016) “Çene Yüz Protezlerinde Dijital Uygulamalar”
2. Literatür Sunumu (2017) “Lateral Rezeksiyonlu Mandibulanın Uzun Kanatlı İmplant Destekli Sabit Protezle Protetik Rehabilitasyonu: 3 Yıllık Klinik Rapor” (Maroulakos G, Nagy WW, Ahmed A, Artopoulou II (2017). Prosthetic rehabilitation following lateral resection of the mandible with a long cantilever implant-supported fixed prosthesis: A 3-year clinical report. *J Prosthet Dent.* **118**: 678-685)
3. Literatür Sunumu (2017) “6 Farklı Simanla Zirkonyum Abutmentlere Yapıştırılan İmplant Destekli Cad-Cam Lityum Disilikat Kuronların Retantif Dayanıklılıkları” (Sellers K, Powers JM, Kiat-Amnuay S (2017). Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements. *J Prosthet Dent.* **117**: 247-252)
4. Literatür Sunumu (2016) “Maxillektomi Sonrası Bilgisayar Dizaynıyla Cerrahi Guide ve Cad / Cam Teknolojisiyle Diş, İmplant Destekli Maksiller Obtüratör Üretimi; Klinik Rapor” (Noh K, Pae A, Lee JW, Kwon YD (2016). Fabricating a tooth- and implant- supported maxillary obturator for a patient after maxillectomy with computer-guided surgery and CAD/CAM technology: A clinical report. *J Prosthet Dent.* **115**: 637-642)
5. Literatür Sunumu (2016) “Titanyum Altyapılı Kişisel Zirkonyum Abutmentlerde Preparasyon Derinliklerin Kırılma Dayanımına Etkisi” (Joo HS, Yang HS, Park SW, Kim HS, Yun KD, Ji MK, Lim HP (2015). Influence of preparation depths on the fracture load of customized zirconia abutments with titanium insert. *J Adv Prosthodont.* **7**: 183-190)

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan Ve Bildiri Kitaplarında (Proceedings) Basılan Bildiriler:

1. **Şule Nur MACİT**, Ece BİLDİR, Ümran YILMAZ. Cement - Retained Implant Prosthesis With Custom And Standard Abutments; A Case Report. Presented at the Scientific Meeting of the Advanced Protocols in Oral Implantology (PIEG), Kasım 2017, Belgrad, Sırbistan
2. **Şule Nur MACİT**. Rehabilitation Of A Maxillar Defect Using Removable Prosthesis: A Case Report. 41st Annual Conference of European Prosthodontic Association (EPA), Eylül 2017, Bükreş, Romanya
3. **Şule Nur MACİT**. Oral Application For Sleep Disorder Breathing; A Case Report. 22nd Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS), Mayıs 2017, Selanik, Yunanistan
4. **Şule Nur MACİT**, Deniz YILMAZ, Hakan ÜNSAL. Two Implants Supported Screw-Retained Custom Abutments With Porcelain Fused To Metal Crowns; A Case Report. Presented at the 8th Annual Scientific Meeting of the Advanced Protocols in Oral Implantology (PIEG). Mayıs 2016, Antalya, Türkiye

V. Diğer Bilgiler

Eğitim Programı Haricinde Aldığı Kurslar, Katıldığı Seminerler Ve Kongreler

1. Implant Direct Seminer “Üst Çene Ön Bölgede İmplant Uygulamaları” 27-28 Ocak 2018, Ankara, Türkiye
2. Tag Dental Implant Seminer, 01 Aralık 2017, Ankara, Türkiye
3. 11th Annual International Congress of the Romanian Society of Oral Rehabilitation ve 7th Scientific Conference of the Romanian Society of Robotic Prosthodontics and Implantology, 28-30 Eylül 2017, Bükreş, Romanya
4. Biomed Seminer “Aesthetics in Implant Dentistry” 28 Mayıs 2016, Kıbrıs

5. Dentsply Implants Seminer “Tüm sistemlerde abutment seçimi (Simante -Ataçman / Ball - Sabit / Vidalı) Modele ve / veya vakaya göre abutment seçimi” 07 Mart 2015, Ankara, Türkiye
6. Ankara Üniversitesi “İş Sağlığı ve Güvenliği Eğitim Programı” 13-14 Aralık 2014, Ankara, Türkiye

