

T. C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

54963

**IŞIKLA SERTLEŞEN FARKLI KOMPOZİT
REZİNLERDE POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE
POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİNİ ETKİLEYEN
FAKTÖRLERİN İNCELENMESİ**

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Programı

DOKTORA TEZİ

Dişhekimisi: Banu ERMİŞ

54963

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Ferit ÖZATA

T.C. Y.
DOKÜMANTASYON MÜDÜRLÜĞÜ
İZMİR - 1996

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ

GİRİŞ VE AMAÇ

1

1. GENEL BİLGİLER

3

1.1 Diş Rengindeki Restoratif Materyaller

1.2 Kompozit Rezinlerin Yapısal Elemanları

1.2.1 Dağılan Faz

1.2.1.1 Fillerlerin Fonksiyonu

1.2.1.2 Sınıflandırma

1.2.2 Taşıyıcı-Faz

1.2.3 Diluent Monomerler

1.2.4 İnisiyatör

1.2.5 Aktivatör

1.2.6 Bağlayıcı Ajanlar

1.2.7 Polimerizasyon İnhibitörleri

1.2.8 Ultraviyole Stabilizatörleri

1.2.9 Pigmentler

- 1.3 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması
 - 1.3.1 Konvansiyonel Kompozit Rezinler
 - 1.3.2 Mikrofil Kompozit Rezinler
 - 1.3.3 Hibrit Kompozit Rezinler
- 1.4 Kompozit Sistemlerinin Karşılaştırılması
- 1.5 Polimerizasyon
 - 1.5.1 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler
 - 1.5.1.1 Isı İle Sertleşen Kompozit Rezinler
 - 1.5.1.2 Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Rezinler
 - 1.5.1.3 Işıkla Sertleşen Kompozit Rezinler
 - 1.5.2 Işık İle Aktive Olan Monomerlerin Genel Polimerizasyon Mekanizması
 - 1.5.3 Polimerizasyon (Konversiyon) Oranı
 - 1.5.4 Polimerizasyon Büzülmesi
 - 1.5.4.1 Büzülme Kuvvetleri ve Adezyon
 - 1.5.4.2 Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler
 - 1.5.4.3 Polimerizasyon Büzülmesini Saptama Yöntemleri

2. GEREÇ VE YÖNTEM

31

- 2.1 Kullanılan Materyaller
- 2.2 Dilatometre
- 2.3 Deney Süresinin Saptanması
- 2.4 Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi
- 2.5 Yoğunluk Şişesi İle Kompozit Örneklerin Son Hacimlerinin Saptanması
- 2.6 Kontrol Deneyleri
- 2.7 Büzülme Değerlerinin Hesaplanması
- 2.8 İstatistiksel Değerlendirme

3. BULGULAR	43
3.1 Kontrol Deneylerine Ait Bulgular	
3.2 Kompozit Örneklerin Son Hacimlerinin Saptanmasına Ait Bulgular	
3.3 Polimerizasyon Büzülmesi Değerlerine Ait Bulgular	
4. TARTIŞMA	54
4.1 Polimerizasyon büzülmesini ölçme yöntemlerinin değerlendirilmesi	
4.1.1 Lineer ölçüm yöntemlerinin değerlendirilmesi	
4.1.2 Densitometrik ölçüm yöntemlerinin değerlendirilmesi	
4.1.3 Dilatometrik ölçüm yöntemlerinin değerlendirilmesi	
4.2 Örnek hacimlerinin değerlendirilmesi	
4.3 Işınlama süresinin değerlendirilmesi	
4.4 Test süresinin değerlendirilmesi	
4.5 Test sıcaklığının değerlendirilmesi	
4.6 Polimerizasyon büzülmesi sonuçlarının değerlendirilmesi	
5. SONUÇ	73
6. ÖZET	74
7. SUMMARY	76
8. KAYNAKLAR	78
9. ÖZGEÇMİŞ	88
10. EK	

ÖNSÖZ

Tez konumun saptanmasında, çalışmaların yürütülmesinde, laboratuvar koşullarının sağlanmasında değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla bana yardımcı olan doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Ferit Özata'ya en içten şükranlarımı sunarım.

Test düzeneğinin planlanması sırasında beni yönlendiren Prof. Dr. Sayın Gökhan Yılmaz'a, test materyallerinin ve laboratuvar araçlarının sağlanmasında her türlü yardımı ve kolaylığı sağlayan Prof. Dr. Sayın Taner Okşan'a içtenlikle teşekkür ederim.

Fiili katkılarıyla test düzeneğinin oluşmasını sağlayan Fizik Öğretmeni Sayın Feccar Ermiş'e, laboratuvar koşullarından yararlanmamı sağladıkları için Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü Fizikokimya Anabilim Dalı'na, istatistiksel analizleri gerçekleştiren Ege Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Fakültesi'nden Uzman Sayın Timur Köse'ye, materyallerin sağlanmasında yardımcı olan Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'na teşekkürü borç bilirim.

Doktora çalışmalarım sırasında manevi desteği ile her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Banu Ermiş

GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif dişhekimliğinin en önemli hedeflerinden biri; doğal diş dokuları ile estetik, fiziksel, mekanik ve biyolojik olarak uyumlu bir dolgu materyalinin geliştirilmesidir.

Estetik özellikleri ve diş yapılarına fizikokimyasal olarak tutunma açısından amalgama üstünlükleri yanında, kolay manüple edilebilir ve ekonomik olması dental kompozitlerin yaklaşık 30 yıldır artan bir ilgiyle kullanılmasını sağlamıştır.

1960'lı yılların ortalarında mesleğe sunulmalarından beri fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilen kompozit rezinler, ortalama partikül büyüklüğü azaltılıp, filler içeriği artırılarak aşınmaya daha dirençli hale getirilmiştir (47). Kompozit sistemlerin bugünkü formülleri, okluzal basınçlara ilk ürünlerden 10-15 kez daha direnç göstermektedir (46). Kompozit rezinlerin posterior dişlerde giderek artan bir şekilde kullanılmasının en önemli nedeni restorasyonların daha fazla estetik olmasının istenmesidir (48). Ancak henüz posterior dişlerdeki kullanımında amalgam materyalinin dayanıklılık ve sağlamlığına ulaşamamışlardır.

Günümüzdeki modern kompozit materyallerinin en önemli problemi marjinal adaptasyonunun eksikliğidir (72). Tedavinin prognozunu etkileyecek

olan kavite duvarları ile dolgu arasında meydana gelen aralığın en önemli nedeni, materyalin polimerizasyon sırasında kontraksiyona uğramasıdır.

Kontraksiyon sonucu oluşan hacim azalmasını engellemek için restorasyonun diş yapılarına yapışması sağlandığında ise, hem restorasyon ile diş arasında hem de polimer ile filler ara yüzünde stresler oluşmaktadır. %2'lik bir hacimsel büzülmenin ya marjinal sızıntıya neden olacak adeziv başarısızlık için, ya da restoratif materyalde mikroçatlaklara neden olacak koheziv başarısızlık için yeterli olacağı bildirilmiştir. Polimerizasyon kontraksiyonu sonucu ortaya çıkan ve 2-6 MPa değerinde olduğu saptanan streslerin dişte koronal deformasyona ve postoperatif hassasiyete neden olacağı belirtilmektedir (21, 31, 43, 53, 79, 88).

Restorasyonun klinik performansı ile doğrudan ilişkili olan polimerizasyon büzülmesinin eliminasyonu oldukça önem taşımaktadır ve bu konudaki en son çalışmaların bu yönde olduğunu görmekteyiz (91).

Bu çalışmalara katkıda bulunmak için polimerizasyon büzülmesinin saptanmasında kullanılacak standart bir düzeneğe ihtiyaç vardır. Biz, kontraksiyonun saptanmasında araştırıp kurgulayarak oluşturduğumuz ve özel olarak tarafımızca dizayn edilmiş bir cıva dilatometresi kullandık. Çalışmamızda, son zamanlarda piyasaya sunulmuş, ışıkla sertleşen, hibrit kompozit dolgu materyallerinin polimerizasyon büzülmesine bağlı hacimsel değişimlerini, dilatometrik yöntem kullanarak belirlemeyi ve sonuçlarını birbirleri ile karşılaştırmayı amaçladık.

Kompozit materyallerin formüllerindeki farklılıkların polimerizasyon büzülmesine etkisini incelemenin yanında çalışmamızın diğer bir amacı da polimerizasyon esnasında, ortam sıcaklığının büzülme miktarına etkisinin olup olmayacağını araştırmaktır.

1 GENEL BİLGİLER

1.1 Diş Rengindeki Restoratif Materyaller

Günümüze değin dişhekimliğinde estetik amaçla kullanılan restoratif materyaller süreç içinde teknolojik gelişmeye paralel olarak gittikçe artan bir hızla değişim göstermişlerdir ve daha gelişmiş olanlar da eskisinin yerini almıştır.

Örneğin, 1800'lü yılların sonunda kullanılmaya başlanan silikat simanlar, yaklaşık 1970 yılına kadar yaygın olarak kullanılmıştır (19). Ana maddesi silisyumdioksit ile alüminyum oksit olan bir toz ve esası fosforik asitten oluşan bir likitten ibarettir (56). Asit likit ve kimyasal olarak amfoter olan toz arasındaki sertleşme reaksiyonu, bir asit-baz reaksiyonudur. Bu nötralizasyonun yavaş olmasının sonucu olarak, bir hafta süreyle karışımın pH'sı 3 dolaylarında kaldığından, bu tip dolguların pulpa dokusu üzerinde nekrotizan etkisi vardır (17, 56). Ayrıca silikatlardaki fosfat bağlarının zayıf fiziksel bağlardan oluşması, sertleşmiş materyalin asitli ortamlarda çözünürlüğünün fazla olmasına yol açmakta ve bu olay restorasyonların ömrünü kısaltmaktadır (18, 19, 56).

Fosfat matristeki likitte, herhangi bir nedenle oluşabilecek azalma materyalin optik özelliğini etkiler. Silikat restorasyonun kuruması (özellikle ağızdan nefes alan hastalarda) yüzeyin daha opak bir hale gelmesine neden olur (17, 18, 56). Dolayısıyla başlangıçta renk, saydamlık gibi özellikleri iyi olan silikat siman restorasyonların, estetik kalitesi zamanla azalır (19). Silikat simanlar, özellikle ön dişler bölgesinde kullanılmak üzere hazırlanmış olmakla

birlikte, aşırı derecede kırılğan oldukları için Klas IV kavitelerindeki girişimler çoğunlukla başarısızlıkla sonuçlanır (15). Ayrıca iyi polisaj yapılamaması, mine ve dentine adezyonunun iyi olmaması, simanın yetersiz özellikleri arasındadır (17). Daha sonra silikat simanların neden olduğu problemleri azaltmak için, protez materyali olarak kullanılan otopolimerizan akrilikler, 1945 yılında dolgu maddesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu dolgu maddesinin sakıncaları şöyle sıralanabilir: Metil metakrilat polimerinden oluşan son üründe materyali zayıflatan, eriyebilirliğini arttıran ve pulpa üzerinde irritatif etkisi olan %2-5 oranındaki artık monomer varlığı; diş dokularına oranla 10-12 kez fazla olan termal genişleme katsayısının ve %7'ye varan polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu boyutsal değişikliğin perkolasyon (restoratif materyal ile dişin termal genişleme katsayılarının farklı olması sonucu ağıza alınan soğuk bir içecek karşısında dolgunun dişten daha fazla büzülmesi sonucu oluşan aralığa ağız sıvılarının penetre olması, sıcaklık normale döndüğünde ise sıvıların aralıktan dışarı itilmesi olayı) ve sekonder çürüklere yol açabilmesi; pörözitenin fazla olması nedeniyle sağlamlığın azalması, aşınmaya karşı direncin düşmesi; aktivatör olarak kullanılan tersiyer aminin natürel ultraviyole ışık ile bozulması sonucu zamanla materyalde oluşan renklenmeler, mine ve dentine adezyonunun olmaması (19, 56).

Akrilik dolguların sahip olduğu sakıncaların giderilebilmesi için inorganik partikül içeren polimerler geliştirilmiştir. Bu gelişmenin ilk ürünleri akrilik dolgu esaslıdır ve doymuş reçineler olarak adlandırılır. Bu maddeler, yaklaşık %25 oranında cam liflerinden ibaret inorganik partikül ile metil metakrilat monomerinden oluşmaktadır. Ancak partikül ile akrilik arasındaki bağların fiziksel olması nedeniyle birbirlerine çok iyi yapışmadıkları anlaşılmış ve bu problemler de giderilememiştir (56).

Böylece, plastik esaslı bir dolgu maddesinin, yine bu şekilde iki fazlı olacağı ve bu fazların birbirlerine karşı kimyasal bir ilgi duyması gereği, dolayısıyla plastiğin veya dağılan fazın ya da her ikisinin değiştirilmesi gerektiği anlaşılmıştır (15).

Bu amaçla 1962 yılında Raphael Bowen'ın dimetakrilat polimerleri kullanıma sunmasıyla birlikte kompozit dolgular ortaya çıkmıştır (17).

Maddeler bilgisi yönünden kompozit terimi, birbiri içerisinde erimeyen iki ayrı kimyasal maddenin makroskobik düzeyde birbiri içerisinde dağılması, karışması veya birlikte bulunmasıdır (15). Kompozit rezin veya polimer/seramik kompozit olarak da adlandırılan bu maddeler, inorganik seramik partiküllerinin taşıyıcı bir rezin monomer matris içinde dağılması ile meydana gelir. Polimerizasyon reaksiyonu materyalin sertleşmesini sağlar. Seramik partikülleri, rezin monomer matrisin sertleşmesi boyunca kimyasal değişikliğe uğramaz. Bu son özellik, kompozit rezinleri, daha sonra geliştirilen camiyonomer simanlardan ayırır. Son yıllarda camiyonomer siman ve kompozit rezinlerin birleştirilmesi ile oluşturulan kompomer restoratif sistem kullanıma sunulmuştur.

1.2 Kompozit Resinlerin Yapısal Elemanları

Bir kompozit materyali, aşağıdaki elemanların biraraya gelmesiyle oluşur (17):

- Dağılan Faz (İnorganik Faz, Filler)
- Taşıyıcı Faz (Organik Faz, Monomer Matris)
- Diluent Monomerler (Kıvam Azaltıcılar)
- İnisiyatör (Katalizör)
- Aktivatör (Akseleratör)
- Bağlayıcı Ajanlar (Ara Faz)
- Polimerizasyon İnhibitörleri
- Ultraviyole Stabilizatörleri
- Pigmentler

1.2.1 Dağılan Faz

Kompozitlerin dağılan fazında ilk kullanılan inorganik partiküller, seramiklerin yapısına giren silika (kuvars formunda kristalize silisyumdioksit-SiO₂) veya alümina (Al₂O₃) gibi bazı oksitlerdir (99).

Daha sonra dağılan fazda, kuvars yerine baryum, çinko, stronsiyum camları kullanılmıştır (45, 47). Dağılan fazda, kompozit restorasyonun ısıya bağlı boyutsal değişimini doğal dişlere yaklaştırmak amacıyla termal genleşme katsayısı sıfır olan fused silika (veya fused kuvars) ve lityum alüminyum silikat (Li_xAl_xSi_{3-x}O₆) gibi özel camlar kullanılmıştır (17, 41, 99).

Ba, Zn, Sr içeren radyopak camların, ilk ürünlerde kullanılan silikanın tamamına veya bir kısmına eklenerek oluşturulan fillerlerden biri baryum alüminoborat silikat camıdır (17, 99).

Filler seçimini etkileyen bir diğer faktör de filler ile rezin matrisin kırılma indislerinin uygunluğudur. Bu uyum kötü olursa kompozit, klinik olarak opak görünür. Kompozitin translüensliğini etkilediğinden, atom numarası büyük metal içeren camların kullanılması sınırlıdır (99, 100).

Radyopak camların kimyasal parçalanmaya daha dirençsiz olması yüksek oranda katılımlarını önleyen bir diğer faktördür (41, 99, 100). Kompozitlerin filler içeriklerinden biri de bazen pirojenik silika denen kolloidal silika yapısındaki inorganik partiküllerdir (45).

Günümüzde kompozitlerin çoğunun dağılan fazı radyopak bir cam ile silikanın kombinasyonundan oluşur.

1.2.1.1 Fillerlerin Fonksiyonu

Dağılan fazı oluşturan inorganik materyallerin polimer üzerine etkisi şöyle sıralanabilir (17, 25, 65):

- Basınca karşı dayanıklılık, elastik modülü ve sertlik gibi mekanik özelliklerin düzelmesi
- Termal genleşme katsayısında azalma

- Estetik özelliklerin düzeltilmesi
- Polimerizasyon büzülmesinin azalması
- Polimerizasyon sırasında salınan ısının azalması
- Viskozitenin düzelmesi
- Kompozit materyalinin radyoopasitesinin sağlanması

1.2.1.2 Sınıflandırma

Dağılan faz, partiküllerin üretim şekline ve ortalama büyüklüğüne göre üç ana grup altında incelenir:

Makrofil veya Makroseramikler

Makrofil partiküller, büyük boyutlardaki inorganik materyallerin (kuvars, cam, silikat veya seramik) ezilmesi ve/veya öğütülmesi ile hazırlandıklarından şekilleri düzensizdir. Bu yöntem ile 0.1 μm 'den 100 μm 'e kadar değişen boyutta partiküller elde edilir. Elde edilen partikül büyüklüğünün sınırları tamamen üretim yöntemine bağlıdır. Günümüzde öğütme tekniklerinin geliştirilmesi ile daha küçük ve daha yuvarlak makrofil partiküllerin eldesi mümkün olmuştur. Böylelikle bu tip filler içeren modern kompozitlerde, ortalama partikül büyüklüğü 5-30 μm 'den 1-5 μm 'e indirilmiştir (37, 44, 45, 51, 56, 68). Bu grup partiküllerin ortalama büyüklüğünü 20-50 μm , 30-59 μm , 5-40 μm , 15-35 μm , 5-75 μm , 1-100 μm olarak da bildiren çeşitli araştırmalar mevcuttur (44, 45, 56, 68).

Mikrofil veya Mikroseramikler

Mikrofil partiküller; kimyasal olarak hidroliz ve çöktürme (presipitasyon) yoluyla elde edilen silisik asit formunda kolloidal silikadır. Bu partiküllerin ortalama büyüklüğü 0.04-0.06 μm kadardır. Son zamanlarda bu partiküllerin bir kısmı ortalama çapları 0.05-0.1 μm olan daha büyük partiküllerle değiştirilmiştir. Kolloidal veya pirojenik silika içeren mikrofil kompozitlerde partikül

büyükliklerinin dağılımı 0.001 ile 0.1 μm arasındadır. 0.1 μm 'den küçük tüm partiküller koloidal olarak dağılım gösterirler (44, 51).

Dağılan fazı oluşturan koloidal silika partiküllerinin yüzey alanının hacmine oranla büyük olması bu partiküller ile oluşturulan sistemlerin, vizkositesinin artmasına yol açar. Materyalin çalışabilirliğini bozmadan kompozitleri en yüksek oranda mikroseramikler ile desteklemek amacıyla üç çeşit mikrofil esaslı partikül geliştirilmiştir (37, 44, 56, 68):

Mikrofil Esaslı Kompleksler

Splintere Prepolimerize Mikrofil Partiküller

Pirojenik silika, bir monomer içinde dağıtılır. Bu karışım, ısı ile sertleştirilir. Sonra oluşturulan kitle öğütülerek çapları 1-200 μm arasında değişen düzensiz şekilli partiküller elde edilir. Aslında bu partiküller organik bir matris içinde inorganik silika içerdikleri için organik filler adını alır (44, 51, 56).

Sferik Prepolimerize Mikrofil Partiküller

Bir monomer içinde yayılmış koloidal mikroseramikler kısmen ısı ile sertleştirilir. Öğütme işleminden sonra elde edilen sferik partiküllerin büyüklüğü yaklaşık 20-30 μm 'dir. Partikül çaplarının uygun şekilde yayılması ile sonuçta oluşacak kitle maksimum oranda sıkıştırılabilme özelliğine sahip olur (44, 51, 56).

Aglomere Edilmiş Mikrofil Partiküller

Isı ve basınç altında koloidal mikroseramik partikülleri sinterize edilerek düzensiz şekil ve boyutlarda oldukça pöröz partiküller elde edilir. Bu kümeleşmiş (aglomere) oldukça saf inorganik yapıdaki partiküllerin boyutları 1-25 μm arasında değişmektedir (51, 56).

1.2.2 Taşıyıcı Faz

Birçok kompozit materyalinin taşıyıcı fazı, aromatik bir dimetakrilat monomerinden oluşur. Bu monomer, bisfenol-A kimyasal grubu ile bir epoksi bileşiği olan glisidil metakrilatın reaksiyon ürünü olan BIS-GMA yani bisfenol A diglisidil dimetakrilatdır (17). Bu monomerin sentezi ve kompozit materyallerine uygulanması R.L. Bowen'ın orjinal araştırma ve fikirlerine dayanmaktadır. BIS-GMA'nın eldesi, bisfenol-A'nın diglisidil eteri ve metakrilik asit arasındaki reaksiyona da dayanır ve ticari olarak monomer, bu şekilde hazırlanır (25, 65).

BIS-GMA içeren kompozitlerin kullanıma sunulmasından önce ön dişlerin restorasyonlarında kullanılan materyaller, metil metakrilat monomerlerine dayanmaktaydı. Molekül ağırlığı fazla, bifonksiyonel bir monomer olan BIS-GMA'nın metil metakrilat gibi düşük molekül ağırlıklı monofonksiyonel monomerlere göre bazı avantajları vardır. Monomerin bifonksiyonel yapıda olması, sağlam çapraz bağlar içeren bir makromolekülün meydana gelmesini sağlar. Molekülün büyüklüğü, çift bağların sayısının daha az olmasına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesini azaltan bir faktör olarak rol oynar. Molekül ağırlığı daha düşük olan rezinlere göre, BIS-GMA'nın uçuculuğu daha azdır ve bu olay materyalin toksisitesinin azalmasına yol açar (17, 25, 99).

BIS-GMA monomerlerinin bu avantajlarına karşın bir kaç dezavantajı da bulunmaktadır. Bu reçineler, diluent monomerlere ihtiyaç gösterecek kadar visköz yapıdadırlar. Formüllerindeki hidroksil grupları ve diluent monomerler nedeniyle su absorblama özellikleri fazladır (65).

Bu gibi problemler alternatif monomer sistemlerinin geliştirilmesine olanak tanımıştır. Bunlardan biri hidroksil grubu çıkarılmış modifiye BIS-GMA'dır. Böylelikle diluente gerek göstermeyen, su absorpsiyonu az, düşük viskoziteye sahip bir monomer elde edilir. BIS-GMA yerine kullanılan diğer bir monomer, alifatik bir dimetakrilat olan üretan dimetakrilattır. Bu reçinenin daha düşük viskoziteye sahip olduğu, su absorplama özelliğinin daha az olduğu, daha sağlam ve ışıkla sertleşme özelliğinin daha iyi olduğu söylenmektedir (99). Bazı

monomer sistemleri birkaç çeşit monomerin kombinasyonundan oluşabilmektedir (42, 94).

1.2.3 Diluent Monomerler

İnorganik partiküller ile karıştırıldığında, materyalin viskozitesinin klinik olarak manüple edilebilir düzeyde olması için BIS-GMA, düşük molekül ağırlıklı monomerler ile inceltir. Metil metakrilat monomeri, bu amaçla kullanılmış monomerlerden biridir. En çok kullanılan diğer monomerler ise etilen glikol dimetakrilat ile trietilen glikol dimetakrilatdır. Bu alifatik dimetakrilatlar, kompozit rezinlerin taşıyıcı fazında %25 oranında bulunurlar (7, 25, 99).

Dilue edici monomerler, polimerizasyon sırasında monomer zincirlerinin birbirleriyle çapraz kimyasal bağlar ile birleşmelerini sağlar. Çapraz bağlı polimerler, stresler karşısında daha az deforme olurlar ve likit absorpsiyonuna daha dirençlidirler (17, 64). Diluent monomerlerin büyük hacimlerde katılması kompozit materyalinin daha az visköz olmasını sağlar fakat aynı zamanda polimerizasyon sırasında büzülmenin de artmasına neden olur (17). Ayrıca yüksek konsantrasyonlarda katılan çapraz bağlayıcı ajanların, rezinlerin mekanik özelliklerini azalttığı ve çözünürlüklerini arttırdığı gösterilmiştir (3).

1.2.4 İnisiyatör

Polimerizasyon reaksiyonu, serbest kökleri kapsayan bir mekanizmaya göre ilerler. Tepkimenin ilk evresi serbest köklerin oluşmasıdır. Serbest köklerin oluşumuna yol açan maddelere başlatıcılar veya inisiyatör adı verilir.

1.2.5 Aktivatör

Bir reçinenin restoratif amaçlı kullanımı için, ağız ortamında çabuk sertleşmesi gerekir. Bu da materyal içinde inisiyatörü, serbest kökleri oluşturmak üzere dekompoze edecek polimerizasyon hızlandırıcılarının (akseleratör, aktivatör) olmasını gerektirir (25).

Çeşitli kompozit sistemlerinde kullanılan farklı inisiyatör ve aktivatör maddeler mevcuttur.

1.2.6 Bağlayıcı Ajanlar

İnorganik partiküller ile desteklenen polimerlerin mekanik ve klinik performansı büyük ölçüde bu iki bileşenin bir arada tutulmasına bağlıdır (17, 89). Yeterli bir yapışma olmadığı zaman filler partikülleri matristen ayrılır ve filler ile matris arasına su penetre olur. Bu nedenle, filler partiküllerinin yüzeyleri, bu partikülleri organik rezin matrise kimyasal olarak yapıştıracak bağlayıcı ajanlar adı verilen bileşikler ile kaplanır. Bu tip ajanlar, kimyasal çözünmenin yanında mekanik olarak da dayanıklılığın artmasına neden olurlar, ayrıca filler rezin ara yüzünde stres absorbe ediciler olarak da görev alırlar (58, 65).

Bu amaçla en çok organik silikon bileşikleri yani silanlar kullanılır (19). Kompozitlerde en çok kullanılan silan, gamma-metakriloksi propiltrimetoksi silanıdır (15, 25).

1.2.7 Polimerizasyon İnhibitörleri

Dimetakrilat monomerlerinin saklama sırasında spontan bir şekilde polimerizasyonu söz konusu olduğundan polimerizasyon inhibitörlerinin kullanılması gereklidir. Bu amaçla kullanılan hidrokinonun restorasyonlarda renklenmeye yol açması üzerine son zamanlarda kullanılan inhibitör madde hidrokinonun monometil-eteridir. Bileşiğin milyonda bir oranında katılması polimerizasyonun gecikmesi için yeterli olmaktadır. İnhibitörlerin varlığı sadece raf ömrünü uzatmakla kalmaz, kimyasal yolla sertleşen sistemlerde polimerizasyonun gecikmesini de sağlar. Böylelikle materyal sertleşmeden önce yeterli çalışma zamanı elde edilmiş olunur (17, 25, 64).

1.2.8 Ultraviyole Stabilizatörleri

Kompozitin zamanla renk değiştirmesini önlemek için ultraviyole ışığı absorbe edici maddeler kullanılmaktadır. Bazı kompozit materyallerine bu amaçla katılan bir madde 2-hidroksi-4metoksi benzofenondur (17). Ultraviyole ışığı absorbe edici maddeler özellikle sertleşmiş kompozitin, matris içine katılan amin ve yan ürünleri dolayısıyla renklenmesini minimuma indirmek için katılır (99).

1.2.9 Pigmentler

Normal diş rengi ile uyumlu materyaller sağlamak için küçük miktarlarda inorganik oksit yapısında renk ajanları katılmaktadır (19, 56).

1.3 Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması

Yukarıda tarif edilen üç çeşit filler tipi kompozit rezınlerin sınıflandırmasının temelini oluşturmaktadır. Şekil 1, kompozit rezınlerin makrofil, mikrofil ve mikrofil komplekslere göre nasıl düzenlendiğini göstermektedir.

1.3.1 Konvansiyonel Kompozit Rezınler

Klasik kompozitler; kuvars, cam, silikat veya seramik yapısında olan makrofil partiküllerin bir rezın sisteminde dağıtılması ile elde edilir. Ağır metal içeren camlar, materyalin radyoopak olmasını sağlar (37, 44, 45, 51, 56, 68).

Bu tür kompozitlerin filler içeriğinin ağırlıkça yaklaşık %70 ila 88, hacimce yaklaşık %50 ila 70 arasında olduğu çeşitli araştırıcılar tarafından bildirilmiştir (17, 19, 25, 65).

1.3.2 Mikrofil Kompozit Rezinler

Kolloidal mikrofil partiküllerin bir rezin sisteminde dağıtılması ile elde edilen kompozitlerdir (44, 51). Ancak bu partiküllerin çaplarının 0.1 µm'den küçük olması yüzey alanını oldukça arttırdığından ve monomer matrise katılımlarını sınırladığından bu tür kompozitlerin ağırlıkça filler yüzdesi klasik tipteki kompozitlerden oldukça düşüktür. Filler yüzdesinin ağırlıkça %25 ila 63, hacimce %20 ila 40 sınırları arasında kaldığı bildirilmiştir (17, 19, 25, 65).

1.3.3 Hibrit Kompozit Rezinler

Hibrit olarak adlandırılan kompozit rezinler, bir monomer içinde makrofil partiküller ile kolloidal silika partiküllerinin beraber bulunduğu gruptur. Kolloidal silika partikülleri, silikontetrakloridin hidrojen ve oksijen gazları karışımında yakılması sonucu elde edilen ve pirojenik silika da denen silikondioksittir. Bu tip partiküller, sodyumsilikatın kolloidal partiküllerinin, hidroklorik asit ile reaksiyona girmesi sonucu da elde edilebilirler (44). Bu tip partiküllerin boyutları 0.05-0.1 µm arasındadır. Hibrit kompozitlerde dağılan faz, %25 mikroseramik, %75 makroseramikten oluşur (15, 44). Bu partiküller, kompozitin ağırlıkça; %77-80 veya %87'sini, hacimce %70'ini oluştururlar (17, 19, 99).

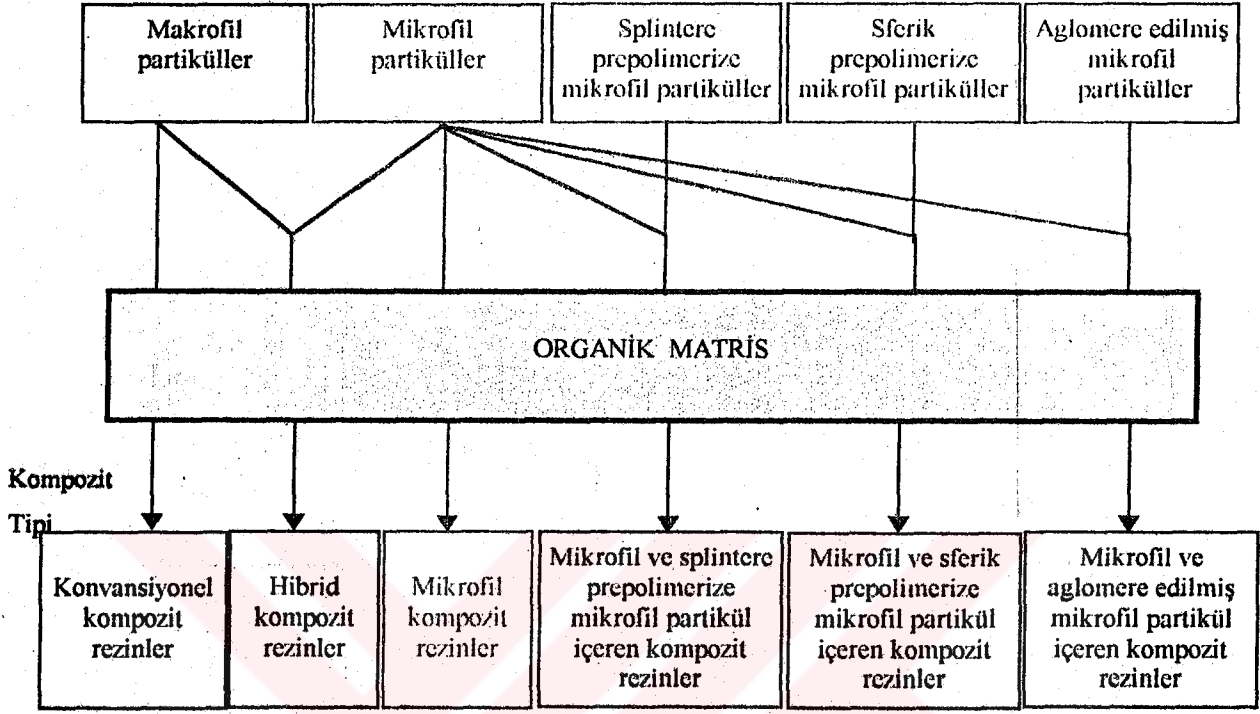
Mikrofil esaslı kompleksler ile birlikte rezin matrise doğrudan ilave edilen kolloidal mikrofil partikülleri içeren kompozitler de hibrit olarak adlandırılabilir (15, 56). Bu tip kompozit rezinler, mikrofil esaslı komplekslerin elde edilmiş yöntemlerine göre üçe ayrılırlar:

-Splintere prepolimerize mikrofil partiküllerin, kolloidal silika içeren bir rezin matrise ilavesi ile hazırlanır .

-Sferik prepolimerize mikrofil partiküllerin, kolloidal silika içeren bir rezin matrise ilavesi ile hazırlanır.

-Aglomere edilmiş mikrofil partiküllerin, koloidal silika içeren bir rezin matrise ilavesi ile hazırlanır (44, 51, 56).

Filler Tipi



Şekil 1: Filler tipine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması.

Hibrit sistemlerde daha sonraları organik matrise klasik tipte makrofil partiküller ve pirojenik partiküllerle birlikte mikrofil esaslı kompleksler de filler olarak katılmıştır. Bu grup kompozitler, bazı araştırmacılar tarafından hibrit tip kompozit olarak adlandırılmıştır (37, 51, 68).

Üretim yöntemlerinin geliştirilmesi ile makrofil partiküllerin 0.8-1 μm 'e kadar küçültülmesi yeni hibrit sistemlerinin doğmasına neden olmuştur (44, 51). Bu tip kompozitler bazı araştırmacılar tarafından semihibrit (veya heavily-filled) kompozit rezin olarak adlandırılmıştır (37, 68).

1.4 Kompozit Sistemlerinin Karşılaştırılması

Konvansiyonel kompozit materyallerine, sert inorganik partiküllerin yüksek oranda katılması; basınca karşı dayanıklılığın ve sertliğin artması ve küçük partiküller, büyük olanlardan daha çok aşınacağı için abrazyona karşı direncin geliştirilmesi esasına dayanır (12, 16, 84, 99). Kompozit içeriğinde partikül yüzdesinin artması polimerizasyon büzülmesini azaltır (99). Ancak, kuvars gibi sert ve büyük partiküllerin çigneme kuvvetlerini organik matrise iletmesi, matriste mikroçatlakların meydana gelmesi ve kompozitin büyük oranda aşınması gibi dezavantajları da yanında getirir (45, 47). Bu tür inorganik partiküller ile rezin matrisin sertliklerinin farklı olması sonucu, cilalama sırasında plastiğin daha çok aşınması ve dağılan faz partiküllerinin ortada kalarak ya da yerinden çıkarak pürüz meydana getirmesi, düzgün bir yüzeyin elde edilmesini önler (15, 51). Büyük boyutlu dağılan faz partiküllerinin polisaj zorluğu ve aşınmaya direnç yönünden elverişsiz olması konvansiyonel kompozitlerin dezavantajları arasında sayılabilir.

Aşınmaya direnç yönünden yapılan ilk önemli gelişme, filler boyutlarında yapılan küçültme ile filler içeriğinin arttırılmasıdır. Yaklaşık 100-150 μm olan yıllık aşınma oranının, partikül boyutlarının küçülmesi ile yarıya düşmesi sonucu kompozitler posterior dişlerde de kullanılmaya başlanmıştır (47, 48). Dağılan faz partiküllerinin cam gibi daha yumuşak olan inorganik materyallerden seçilmesi aşınmaya karşı direnci arttıran bir diğer faktördür. Çünkü yumuşak partiküller, kuvvetleri iletmekten çok bir çoğunu absorbe ederler (47). Ayrıca bu cam partiküllerinin baryum gibi ağır metal içerenlerinden seçilmesi modern konvansiyonel kompozitlerin radyopak olmasını sağlamıştır (51).

Partikül boyutlarındaki küçülmenin en son sınırı, mikrofil kompozitlerde kullanılan pirolitik silikanın eldesidir. Bu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan daha küçük olması, materyalin polisajının mükemmel olmasını sağlar (48, 99).

Fakat partikül boylarının küçülmesi sonucu artan yüzey alanı, monomere daha fazla partikül ilavesini önlemekte ve kompozitler sağlamlık yönünden

yetersiz bir hale gelmektedir. Bu sorun da, üretim yöntemlerinin geliştirilmesi ile prepolimerize partiküllerin üretilmesi sonucu giderilmiştir. Organik fillerin bulunması, polimerizasyon kontraksiyonunu da azaltmıştır. Böylelikle kompozit materyalinin dağılan fazı %45-50 oranında mikrofil, %66-70 oranında prepolimerize partikül içerebilir (99).

Bu tür kompozit rezinler ön diş restorasyonlarında sıklıkla kullanılır. Fakat bu sınıfın hangi tür prepolimerize partikül içerirse içersin, ağırlıkça filler yüzdesinin düşük kalacağı (%20-50), bu nedenle okluzal deformasyona kolaylıkla uğraması yönünden geniş olan Klas III, Klas IV ve Klas V kavitelerinde uygulanmaması gerektiği öne sürülmüştür (100).

Posterior kompozit rezinlerin aşınmaya karşı olan dirençlerini arttırmak için yapılan en son gelişme seramik (cam) veya β kuvars seramik partikülleri ile yapılan restorasyonlardır. Bowen tarafından geliştirilen bu yöntem, 1-2 mm çapındaki bu partiküllerin, sertleştirmeden önce kompozit restorasyonun içine yerleştirilmesi ve beraberce ışınlanması şeklindedir (47). Bu partiküllerin bir diğer avantajı, hacimlerinden dolayı polimerizasyon büzülmesinin azalmasına yol açmalarıdır (2, 101).

Aşınmaya karşı direnç ve diğer mekanik özellikler; partikül büyüklüklerinin dağılımına ve birbirlerine olan uzaklıklarına da büyük ölçüde bağlıdır. Partiküllerin birbirine olan uzaklıklarının 0.1 μm 'den az olması durumunda aşınmaya karşı direncin arttığı bildirilmiştir. Çünkü, böylelikle daha yumuşak olan rezin matris abrazyondan korunmuş olur. Partikül aralıklarının minimum olması, uniform boyutlu küçük partiküller ile sağlanamaz (99).

Makrofil ve mikrofil fillerlerin avantajlarını birleştirmek amacıyla, hem mikrofil hem de silika veya camdan yapılmış partiküllerin biraraya getirilmesiyle hibrit materyaller geliştirilmiş ve posterior dişlerde, geniş ölçüde kullanım imkanı bulmuştur. Böylelikle ağırlıkça %87, hacimce %70'e varan oranda filler içeren sistemlerin oluşturulması mümkün olmuştur (99).

Filler içeriklerinin %60'ın üzerinde olduğu ve partikül büyüklüğünün 3 μm 'den az olduğu kompozitlerin posterior dişlerde, hacimce %60'ın altında olan,

3 μm 'den küçük boyutlardaki filler içeren kompozitlerin ise anterior dişlerde kullanılmasının uygun olduğu savunulmaktadır (100).

Bugüne kadar posterior kompozitlerin çoğu 1-3 μm çapında olan filler partikülleri içermekteydi ve birçok çalışmada gösterildiği gibi bu boyutta partikül kullanılması optimum mekanik özelliklerin sağlanması için yeterlidir. Fakat bu kompozitlerin hemen hemen hepsi polisaj özelliklerinin yetersiz olmasından dolayı anterior dişler için uygun değildir.

Kompozit materyallerinde yapılan en son değişiklik hem anterior hem posterior dişlerde kullanılabilen universal materyallerin geliştirilmesidir. Kullanılan partiküllerin ortalama çapı 0.6 μm 'dir. Küçük çaplı partiküller, kompozite optimum mekanik özellikleri kazandırırken, mikrofil partiküller yüzey düzgünlüğü, polisaj özelliğini ve manüplatif özellikleri arttırmaktadır (47, 48).

1.5 Polimerizasyon

Birçok küçük molekülün birleşerek büyük bir molekül oluşturması polimerizasyon veya polimerleşme olarak adlandırılır. Başlangıçta kullanılan küçük moleküllere monomer ve olay sonunda ele geçen büyük moleküllere de polimer veya makromolekül denir. Bir polimer molekülünde monomerler birbirine kovalent bağlarla bağlıdır (90).

Sentetik polimerler, oluşumlarına yol açan tepkimelere göre yoğunlaşma polimerleri ve katılma polimerleri olarak iki temel gruba ayrılırlar. Kondansasyon (yoğunlaşma) polimerizasyonlarına daha genel olarak basamaklı polimerizasyon reaksiyonları da denir. Bu reaksiyonlarda, iki ya da daha fazla fonksiyonel gruba sahip moleküller, kondansasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluştururlar. Reaksiyon sırasında çok kez su gibi küçük bir molekülün ayrıldığı görülür (10). Bu olay basamak basamak sürer ve polimerizasyon süresince kararlı ve yavaş bir hızla devam eder. Yani polimerin molekül ağırlığı zamanla artar (90).

Katılma polimerleri, zincir reaksiyonları ile monomerlerin doğrudan doğruya polimer moleküllere girmeleri ile oluşur. Polimer zinciri sonlanana

kadar monomerler, hızla ve arka arkaya aktif bağlanma yerlerine eklenirler. Sonlanma olunca polimer zinciri bir polimer molekül halinde elde edilmiş olur. Artık daha fazla büyüyemez, çünkü aktifliği sona ermiştir. Polimer zincirin büyümesi sırasında, bir saniyeden daha kısa bir sürede binlerce monomer, zincire eklenir. Dişhekimliğinde kullanılan polimerlerin tümü katılma reaksiyonu ile elde edilir (10, 65, 90).

1.5.1 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

1.5.1.1 Isı İle Sertleşen Kompozit Rezinler

Isı ile sertleşen sistemlerde aktivatör kullanılmaz. Uygulanan ısı, benzoil peroksitin bozulmasına yol açarak polimerizasyonu başlatır (56). Bu sistemdeki kompozitlerin dişhekimliğinde kullanımı tamamen ortadan kalkmıştır.

1.5.1.2 Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Rezinler

Kimyasal olarak sertleşen sistemler, biri inisiyatörü diğeri aktivatörü içeren iki bileşenden oluşur. İnisiyatör, çoğunlukla monomere %1-2 oranında ilave edilmiş benzoil peroksittir. Aktivatör ise tersiyer amin bileşiği olan N,N-dimetil-p-toluidindir. Fakat şimdi daha iyi renk stabilitesi sağladığı için, N,N-di-hidroksietil-p-toluidin bileşiği kullanılmaktadır (25, 99).

Tersiyer aminin, benzoil peroksit ile temasa geçip onu bozması ile polimerizasyon başlar.

1.5.1.3 Işıkla Sertleşen Kompozit Rezinler

Işık enerjisi ile aktive olan sistemler, inisiyatör ve aktivatörü yapısında bulunduran tek pasta şeklinde sunulan sistemlerdir. Bu sistemlerin tek bir komponent içermesi ve polimerizasyonun yalnızca ışık ile başlamasından dolayı kompoziti rahatlıkla yerleştirip şekillendirinceye kadar hekime zaman kazandırması, karıştırma işlemi sonucunda ortaya çıkan pöröziteyi engellemesi ve bunun sonucu olarak materyalin dayanıklılığını arttırması bugün kullanılan

kompozit materyallerinin hepsinin ışık ile sertleşenlerden seçilmesine yol açmıştır.

Ultraviyole Işık İle Polimerizasyon

Ultraviyole ışık ile sertleşen sistemlerde, inisiyatör peroksit iken, aktivatör olarak benzoin metil eter kullanılmıştır. Ultraviyole radyasyon sonucu eter, serbest kökler vermeye üzere dekompoze olur.

Ultraviyole ışık ile polimerizasyonun birçok dezavantajının olması, yerini görünür ışık ile sertleşen sistemlere bırakmıştır. Ultraviyole ışığın yoğunluğunun zamana bağlı olarak azalması, sınırlı bir polimerizasyon derinliği sağlaması ve cilt kanseri ve göz defekti gibi potansiyel zararların olması kullanılmamasının nedenleri arasında sayılabilir (17, 65).

Görünür Işık İle Polimerizasyon

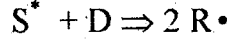
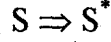
Görünür ışıkla sertleşen kompozit materyallerinde kullanılan inisiyatörler, benzil veya kamforkinon gibi α -1,2 diketon bileşikler ve dimetilaminoetil metakrilat gibi aminlerdir. Tek pasta sistemindeki kompozitlerin, 460-485 nm dalga boyundaki görünür ışığa maruz bırakılması sonucu polimerizasyon gerçekleşir. Keton grubu, ışığın etkisi ile serbest kökler verebilir veya amin grubundan elektronları çekerek biri kendinden diğeri amin bileşiğinden olmak üzere en az iki serbest kök oluşturabilir. Bu oluşan serbest kökler, kompozitin polimerizasyon derecesini önemli ölçüde artırır. Fotosensitif bir madde olan kamforkinonun %0.17-1.03, amin bileşiğinin ise %0.86-1.39 oranında rezin faza ilavesi, ışığın absorpsiyonunda etkili bir yapı oluşturur (17, 99).

1.5.2 Işık İle Aktive Olan Monomerlerin Genel Polimerizasyon Mekanizması

Işık ile polimerizasyonda, mekanizmanın temel basamakları şöyledir: /

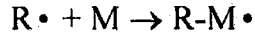
1. Serbest radikallerin oluşması: Birçok organik reaksiyon serbest radikal denilen ve çiftleşmemiş tek bir elektronu bulunan ara maddeler üzerinden

yürürler. Işık etkisi ile inisiyatörlerin zayıf bağlarının moleküler ayrışması sonucu serbest kökler oluşur.



S^* , uyarılmış fotosensitif maddeyi; D, indirgen ajanı; $R \cdot$, serbest kökleri göstermektedir.

2. Başlangıç safhası: Oluşan serbest kökler, çift bağ içeren monomere (M) saldırır ve ona bağlanır. $M \cdot$, etkin bir monomer molekülünü göstermektedir.

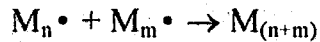


3. Büyüme (çoğalma, yürüme) safhası: Etkin olan monomer, başka bir monomer molekülüne bağlanır ve makromoleküllü bir zincirin büyümesine yol açar.

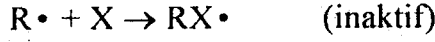
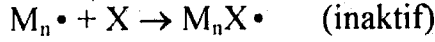


4. Sonlanma safhası: Büyümekte olan polimer zincirinin çoğalması bir noktada durur. Çünkü radikallerin birbirleri ile reaksiyon vererek elektron-çiftli bir kovalent bağ oluşturmaları ve böylece radikal aktifliğini yitirmeleri yönünde büyük eğilim vardır. Çoğalmanın ortamdaki tüm monomerler tükeninceye kadar sürüp gitmemesi de bu yüzdendir. Sonlanma, radikaller arasındaki bimoleküler bir reaksiyonla radikal merkezlerin birbirlerini yok etmesi biçiminde belirir.

Sonlanma safhası iki türlü olabilir. Ya iki radikalın birbirine katılması ile ya da hidrojen transferi ile iki polimer molekülünün meydana gelmesi biçiminde son bulur.



Monomer maddeler saklanırken, önleyici (inhibitör) maddelerden çok az oranda katılır. Böylece monomerin kendiliğinden polimerleşmesi engellenir. Polimerleşme ortamına ilave edilen inhibitör, radikallerle reaksiyona girerek onları etkisiz hale getirir. Sonuç olarak, polimerizasyon bir süre durdurulmuş olur. Bu süre içinde bütün önleyici madde harcanır, ondan sonra normal polimerizasyon başlar. Bu süreye önleme süresi (indüksiyon safhası) denir (10, 64, 90, 99).



X inhibitör maddeyi gösteriyor (99).

1.5.3 Polimerizasyon (Konversiyon) Oranı

Dimetakrilat monomerleri, polimerizasyon sırasında çapraz bağlarla birbirlerine bağlanmasına rağmen, ortaya çıkan son üründe yaklaşık %25-45 oranında polimerize olmamış monomerler mevcuttur. Başka bir deyişle polimerizasyon (konversiyon) oranı yaklaşık %55-75'dir. Polimerizasyon derecesi, polimeri oluşturmak üzere birleşen monomer ünitelerinin sayısı olarak tanımlanabilir. Bu nedenle bir polimerin molekül ağırlığı, polimerleşme derecesine denktir (17, 99).

Doymamış metakrilat grupları, polimer ağında ya rezidüel monomer olarak kalır ya da bifonksiyonel olan molekülün sadece bir ucunda gerçekleşen reaksiyon sonucu ana zincirden çıkıp asılı kalan yan zincirler şeklinde bulunur (99). Artık monomerler, plastikleyici bir ajan (polimer zincirleri arasına likidlerin penetre olabilme özelliğine dayanılarak daha fleksibl ve yumuşak polimerler elde etmek için eklenen maddeler) gibi davranırlar. Bu durum, monomerlerin, kompozit dolgudan çıkıp ağız ortamına ulaşmasına kadar sürer. Polimerlerin dayanıklılık ve sertlik özelliklerini azaltan plastikleyici madde etkisi, yan zincirler tarafından da sürekli olarak meydana getirilir (17, 65, 74, 99).

Tamamen polimerize olmamış rezin, kompozitin mekanik özelliklerini azaltır, renk stabilitesini ve renklenmeye karşı direncini zayıflatır. Bunlara ilaveten, kompoziti aşınmaya karşı dirençsiz kılar ve diş dokularına yapışması yönünden de yetersiz hale getirir. Böylelikle restorasyonun klinik ömrü kısalmış olur. Ayrıca, artık monomerlerin pulpa üzerine de kötü etkilerinin olduğu öne sürülmüştür (26, 39, 70, 75, 82, 99).

Kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde, polimerizasyon reaksiyonu materyalin her tarafında uniform bir şekilde oluşur. Sertleşme, genel olarak restorasyonun kalınlığına, ışınları absorbe eden filler partiküllerinin varlığına

bağlı değildir. Bununla birlikte ışıkla sertleşen kompozit sistemlerinde, polimerizasyon, yalnızca belirli bir derinlikte olmakta ve restorasyonun iç kısımlarında polimerizasyonun tamamlanmadığı alanlar kalabilmektedir. Sertleşmenin hangi derinliğe kadar tam olarak gerçekleştiğini saptamak üzere birçok teknikler kullanılmıştır. Materyalin sertleşen kısmı mikrometrik olarak ölçülmüş (34, 39, 75 82), mikrosertlik testleri uygulanmış (27, 49, 50, 86) ve artık monomerler, infraruj ışınları absorbe edebildiklerinden spektroskopik yöntemlerle konversiyon oranı saptanarak (61, 73) bu oran bulunmuştur. Bu çalışmaların sonucunda, ışığın materyal içinde iletimini azaltacak faktörlerin hem kompozitin kendisine hem de ışık kaynağına büyük ölçüde bağlı olduğu bulunmuştur.

Mikrofil partiküllerin ışık iletim katsayılarının düşük olduğu ve görünür ışığın dalga boyunun yaklaşık yarısı büyüklüğünde olan bu partiküllerin ışığın dağılmasına yol açtığı bulunmuştur. Dolayısıyla mikrofil kompozitlerin polimerizasyon derecelerinin, hibrit veya küçük partiküllü kompozitlere göre daha düşük olduğu saptanmıştır (39, 75).

Renk faktörünün polimerizasyon derecesi üzerindeki etkisi incelenmiştir, kompozitin sertleşmesi üzerinde renkten çok translüensliğinin etkili olduğu bulunmuştur. Işığı iletmek yerine absorbe eden pigmentler, polimerizasyon derecesinin düşmesine neden olmaktadır (82).

Filler ile monomerin kırılma indislerinin birbirleriyle uyumlu olması ışık iletimini dolayısıyla polimerizasyon derecesini ve translüensliğini arttıran bir faktördür. Dolayısıyla polimerizasyonun iyileştirilmesi, estetik özelliklerin düzelmesini sağlar (68).

Konversiyon derecesinin monomer miktarına, inisiyatör, inhibitör ve diluent monomer konsantrasyonuna bağlı olduğu belirtilmiştir (25). Ayrıca baryum veya kuvars camlarının hacimsel olarak fazla bulunmasının, polimerizasyonu az da olsa olumsuz yönde etkilediği saptanmıştır (99).

Işıkla sertleşen sistemlerde, kompozit yüzeyine düşen ışık şiddeti ve ışınlama süresi polimerizasyon derecesinin belirlenmesinde oldukça etkili

faktörlerdir. Işık kaynaklarının geliştirilmesiyle ışık şiddeti artırılmış ve en az 2-3 mm derinliğindeki materyalin 20-30 s içinde polimerizasyon olanağı sağlanmıştır. Görünür ışık, ultraviyole ışıktan daha fazla derinliğe penetre olabilmekte ve daha fazla ışınlama süresi ile kalın tabakalar polimerize edilebilmektedir (27, 86, 99). Etkili bir polimerizasyon için ışık şiddetinin eşik değerinin 500 W/m^2 dolaylarında olması gerekmektedir (34, 99).

Işıkla sertleşen materyallerde, polimerize olmadan kalan karbon atomları arasındaki çift bağların miktarının, kimyasal olarak sertleşen materyallere oranla daha az miktarlarda olduğu bildirilmiştir (25). Daha sert ve dayanıklı kompozit rezinler için polimerizasyon derecesinin fazla olması istenir. Kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon derecesi ile birlikte artar (99). Fakat ışıkla sertleşen materyallerin düşük polimerizasyon büzülmesi düşük polimerizasyon derecesi ile açıklanamaz (32).

1.5.4 Polimerizasyon Büzülmesi

Tüm monomerler ve bugün dişhekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin tümü, polimerizasyonları sırasında kontraksiyona uğrarlar. Polimerizasyon kontraksiyonu, kompozit rezinin sertleşmesi sırasında meydana gelen çapraz bağlanma reaksiyonunun bir sonucudur (96). İki temel polimerizasyon tepkimesinden biri olan kondansasyon reaksiyonunda görülen büzülmenin nedeni reaksiyon sırasında küçük bir molekülün ayrılması ve bunun kapladığı alanın son yapıda boş kalmasıdır. Ancak hiçbir molekülün elimine olmadığı katılma polimerizasyonu sırasında da belirgin miktarda bir büzülme olur. Bu büzülmenin başlıca nedeni; monomerler birbirlerinden van der Waals mesafelerinde lokalize olurken, polimerdeki monomer ünitelerinin ise bir kovalent bağ mesafesi içinde hareket etmeleridir. Yani monomer içindeki van der Waals ve çift kovalent bağlar, polimer içinde tek kovalent bağlara dönüşür. Kovalent yarıçapı van der Waals yarıçapının yaklaşık $1/3$ 'ü olduğu için polimerizasyon, hacimde bir azalma ile sonuçlanmaktadır (91, 95, 99). Polimerizasyon kontraksiyonu, reçinede hacimsel bir değişiklik meydana getirdiği gibi hem restore edilen dişte hem de

kompozit rezinin kendisinde, kontraksiyon streslerinin oluşmasına neden olur (78, 88).

1.5.4.1 Büzülme Kuvvetleri Ve Adezyon

Polimerizasyon boyunca oluşan hacim değişikliği, dolgu ile kavite duvarları arasında bakterilerin, sıvıların, iyon ve moleküllerin geçmesine neden olacak bir aralığın oluşmasına yol açar. Klinik olarak saptanamayan ve termal ve mekanik stresler altında artan bu mikroaralık renklenme, sekonder çürüklerin gelişmesi, restorasyon kenarlarının kırılması, postoperatif hassasiyet hatta pulpal patolojilere yol açan mikrosızıntının temel nedenidir (4, 5, 6, 59, 72).

Bir restoratif materyalin, sertleşmesi sırasında kontrakte olması, kavite duvarları ile olan adaptasyonunu bozduğundan, istenmeyen bir özelliktir. Bu problem, restoratif materyal ile mine ve dentin duvarları arasındaki bağlantıyı arttırmak suretiyle giderilmeye çalışılmıştır. Bu bağlantı, minede asitleme tekniği ile mikroretansiyonun sağlanması, dentinde ise bonding ajanlarının kullanılması şeklinde olmuştur (96). Asitlenmiş mine kenarlarına tutunan kompozit dolgularda sızıntının olmadığı saptanmıştır. Fakat, bu sonuçların uygun mine kenarlarının varlığında geçerli olduğu söylenmektedir. Posterior dişlerde ise özellikle C II kavitelere gingival kenardaki mine kalınlığı minimaldir (72, 92, 96).

Göz önünde bulundurulması gereken bir nokta da büzülen kompozitin kavite kenarlarındaki mineye verdiği zarardır. Bu konuda yapılan çalışmalar, restorasyon ile diş arasında oluşan kuvvetlerin, kavite kenarlarındaki mine kenarlarının kırılmasında etkili olduğunu göstermektedir (52, 53, 96).

Restorasyon ile dentin arayüzündeki mikrosızıntının giderilmesi ise daha zordur. Kompozit ile dentinin yapışma gücünün, kompozitin mineye olan yapışma gücünden daha az olduğu bildirilmiştir. Hiçbir dentin bonding sisteminin restorasyon ile dentin arasındaki mikrosızıntıyı tamamen elimine etmediği öne sürülmüştür. Bu konuda yapılan bir çalışmada dentin conditioner, primer ve bonding ajanının kombinasyonunun bonding sistemleri üzerinde etkili bir faktör olduğu saptanmıştır (55, 72, 79).

Polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu marjinal aralanmayı minimuma indirmek için birçok çalışma yapılmıştır. Retief (72), mikrosızıntının, cavosurface kenarların artmasıyla, bitirme ve polisaj işlemlerinin geciktirilmesiyle aralığın azalacağını bildirmiştir. Kompozitin kaviteye yerleştirilme tekniklerinde modifikasyonlar yapılmış, üç katlı yerleştirme tekniklerinin marjinal adaptasyonu önemli ölçüde iyileştirdiği gösterilmiştir (40, 52, 53, 54, 92). Polimerizasyon büzülmesini minimuma indirmek, kompozit kitlesinin az olmasına bağlıdır. Çok katlı yerleştirme teknikleri ve kaide konularak restorasyon hacminin azaltılması bu amaca yönelik uygulamalardır (53).

Polimerizasyon tekniğinde yapılan bir değişiklik de şeffaf kamaların kullanılmasıdır. Işığı yansıtıcı bu kamalar ile büzülme vektörlerinin yönü değiştirilerek gingivoproksimal adaptasyon iyileştirilmektedir (52).

Kompozitlerdeki hacimsel kontraksiyon ikiye ayrılarak incelenebilir. Polimerizasyon başladıktan sonra, büzülmenin büyük bir kısmı materyal, viskz halden jel haline gelinceye kadar tamamlanır. Bu safhadaki kontraksiyon (prejelasyon) materyalin plastisitesi sayesinde stres oluşumuna izin vermez. Bununla birlikte, ışıkla sertleşen kompozitler jelleşme noktasına çok çabuk ulaşırlar. Materyalin jelleşmeye başlaması, çalışma zamanının bitmesine rastlar. Jelleşme olduktan sonra devam eden polimerizasyon büzülmesi ile birlikte materyalin elastiklik modülünde de hızlı bir artış olur. Bu safhada oluşan stresler (post jelasyon) diş ile kompozit ara yüzünde ve burayı çevreleyen diş dokularında ortaya çıkar. Klinikte önemli olan büzülme, bu safhadaki bzlmedir ki rijid kontraksiyon olarak isimlendirilir (8, 20, 78, 79, 93, 99).

Polimerizasyon büzülmesinden doğan stresler, mine ve dentin ile diş yapıları arasındaki adezyon kuvvetlerinden daha fazla ise marjinal aralık oluşturur. Diş ile restorasyon arasında, kontraksiyon kuvvetlerini açan bir yapışma varsa, kontraksiyon kuvvetleri, diş yapılarına iletilir ve dişte defomasyonlara neden olur. Koronal deformasyon (bukkal ve lingual tüberküllerin birbirlerine doğru hareket etmesi), postoperatif hassasiyet ve

servikal mine kenarlarında kırıkla sonuçlanabilir. Ayrıca meydana gelen stresler ile oluşan materyal içindeki mikroçatlaklar, restorasyonun başarısızlığına neden olur (8, 78, 79).

Kompozitlerin sertleşmeleri sırasında meydana gelen kontraksiyon kuvvetlerinin istenmeyen etkileri detaylı olarak incelenmiştir (20, 21, 31). Feilzer ve arkadaşları (20); gerilme kuvvetlerinin meydana gelişinde, restorasyonun şeklinin önemli rol oynadığını çünkü kaviteye yapışan kompozit yüzeyinin yapışmayan yüzeye oranının belli bir sınırı aştığında prejelasyon safhasındaki plastisite özelliğinin kaybolduğunu göstermişlerdir.

Büzülme, büyüklüğü ve yönü olan vektörel bir kavramdır ve materyalin sertleşme modeli anizotropiktir yani materyalin her tarafında aynı özelliği göstermez (97, 98, 99).

Kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde, polimerizasyon, materyalin merkezine doğru olur. Işıkla sertleşen sistemlerde ise, materyal, restorasyonun dış yüzeylerine doğru kontrakte olur. Çünkü büzülme vektörleri ışığa yani ışık kaynağına doğru yönelirler. Eğer büzülme tüm materyal içinde aynı anda olsa ve homojen bir biçimde dağılsaydı, stres oluşumu beklenemezdi. Bununla birlikte, kontraksiyon herhangi bir şekilde engelliginde stres oluşumu kaçınılmaz olacaktır. Ya restorasyon dıştan ayrılacak ya da stresler yukarıda bahsedilen zararlara yol açacaktır. Sonuçta her iki durumun sorumlusu da polimerizasyon büzülmesidir (8, 52).

1.5.4.2 Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler

Polimerizasyon büzülmesi ve büzülme miktarına etki eden faktörler konusunda birçok araştırma yapılmıştır. Bunlardan bir tanesi ağırlıkça ve hacimce filler oranının polimerizasyon kontraksiyonuna olan etkisinin araştırılmasıdır. Kompozitlerde inert materyal olarak bulunan inorganik ve organik fillerin oranı arttıkça, polimerizasyon reaksiyonuna girecek monomer miktarının azalacağı düşünülerek, büzülme miktarının azalacağı beklenir. Fakat, filler oranının artmasıyla birlikte akışkanlığın azalmasını önlemek için diluent

monomerlerin eklenmesi gerekir. Bu nedenle filler oranının artmasının, monomer ilavesi nedeniyle büzülmeyi azaltmayacağı hatta arttırabileceği iddia edilmiştir (96).

Polimerizasyon büzülmesinin miktarı, kompozitin organik fazı ile doğrudan ilişkili bir kavramdır. Başlangıçta bulunan rezinin hacimsel miktarı ve metakrilat gruplarının konsantrasyonu, monomerin ortalama molekül ağırlığı ilgili değişkenler arasındadır (99). Polimerizasyondan önce reaksiyona giren molekül boyutu ne kadar büyükse, polimerizasyon kontraksiyonu o kadar az olur (96).

Kompozit rezinin sertleşme oranı polimerizasyon kontraksiyonunu büyük lde etkiler. Işıkla sertleşen kompozitlerde, kontraksiyon miktarı ile ilgili olarak polimerizasyon derecesini büyük lde etkileyen işık faktörü üzerinde durulmuştur. Sakaguchi ve arkadaşları (76, 77, 80), işık kaynağının şiddeti ile polimerizasyon kontraksiyonu arasında doğru orantılı bir ilişki bulunduğunu, yaptıkları polimerizasyon büzülmesi testleriyle göstermişlerdir. Işık kaynağının kompozite olan uzaklığının arttıka, işık şiddetinin azaldığı ve böylece büzülme miktarının düştüğü bulunan sonuçlar arasındadır. Klinikte işık şiddetinin, optimalden az olması durumunda, azalan işık gücünü kompanse etmek için işınlama süresinin uzatılması gereklidir. Polimerizasyonda kullanılan işığın veriliş süresi ve kompozit örneğin kalınlığı, polimerizasyon kontraksiyonunun miktarını belirleyen faktörler arasındadır. Her tip kompozit için 1.5 mm kalınlığın 30 s içinde tamamen sertleşebileceği bildirilmiştir (96). Yine Sakaguchi ve arkadaşları (76, 77, 80), kompozit örneğin kalınlığının arttıka büzülme miktarının azalacağını göstermişlerdir.

Polimerizasyon kontraksiyonu üzerinde etkisinin olup olmadığı araştırılan bir diğer konu, renk faktörüdür. Bu konuda yapılan bir çalışmada, çeşitli kompozitlerin universal renkleri arasında, polimerizasyon büzülmesi açısından fark bulunamamıştır (80). Yine en açık ve en koyu renkler ile universal, sarı ve gri renkler arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanamamıştır. Fakat işık penetrasyonunu engelleme bakımından daha opak olan en açık ve en koyu

renkler kullanılırken ışınlama süresinin uzatılması önerilmiştir. Bazı araştırmacılar, kompozitlerin translüensliğinin ışığın kompozite ulaşmasında etkili olacağını, açık renklerin ışığı saçarak, koyu renklerin absorplayarak kompozitin iç yüzeylerine ulaşmasını etkilemesi suretiyle polimerizasyon derecesini azalttığını ve böylece büzülme miktarının azaldığını savunmaktadırlar (78, 96). Bu nedenle polimerizasyon derecesini etkileyecek her faktöre, polimerizasyon büzülmesinin parametreleri olarak bakılmalıdır (8, 78).

Günümüzde polimerizasyon sırasında hiçbir boyutsal değişime uğramayan veya genleşen monomer sistemleri araştırılmaktadır fakat henüz yaygın ticari kullanım alanı bulamamıştır. Halkalı yapıdaki bazı tip monomerler, halkanın açılması sonucu gerçekleşen polimerizasyon sonrası polimerik maddelere dönüşebilir. Halkalı monomerlerle vinil monomerlerinin kopolimerizasyonu, polimer kimyasına yeni bir boyut kazandırmıştır. Bu yöntem üzerinde geniş araştırmalar sürdürülmektedir (10, 87).

Polimerizasyon kontraksiyonunun ve etkilerinin azaltılması için önerilen tekniklerden bir tanesi inley sistemlerinin kullanılmasıdır. Inley/onley sistemleri, ilk olarak ışıkla sertleştirilen kompozitlerin, bir ışık ve ısı fırınında ikincil polimerizasyonun tamamlanmasına dayanır. Ağız dışında gerçekleştirilen bu polimerizasyondan sonra inley, hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen bir kompozit simanla yerine yapıştırılır. Polimerizasyon derecesinin ikincil sertleştirilmeyle iyileştirilmesinin yanında (13), kompozit inley tekniğinde, polimerizasyon büzülmesinin de az olması, hem polimerizasyonun ağız dışında gerçekleşmesine, hem de sadece yapıştırıcı kompozitten kaynaklanmasına bağlıdır (14, 67).

Önemli bir problem olarak kalmasına rağmen polimerizasyon büzülmesinin etkileri, ağız koşulları tarafından biraz da olsa elimine edilir. Kompozit rezinlerin, zamanla sıvıları absorplaması materyalin genleşerek (higroskopik genleşme), kontraksiyon aralıklarını belli bir ölçüde kapatmasıyla sonuçlanır. (4, 5, 11, 36, 60, 81) Mikrofil kompozitler, makrofil kompozitlerden 2.5 kez daha fazla su absorbe eder, çünkü monomer oranları daha fazladır.

Bununla beraber genleşme, polimerizasyon büzülmesinin maksimum $1/3$ 'ünü karşılar (99).

1.5.4.3 Polimerizasyon Büzülmesini Saptama Yöntemleri

Kompozit materyalinin büzülmesini saptamak için iki genel yöntem vardır. Bunlardan bir tanesi boyutsal değişikliğin lineer olarak ölçülmesidir. Büzülme miktarını lineer olarak saptamak için geliştirilen yöntemlerden bir tanesi 'strain gauge' yöntemidir. Büzülme sırasında kompozitte meydana gelen boyutsal değişikliğin, materyale yapıştırılan iletkenlere transfer edilmesi, böylelikle ölçümün yapılması esasına dayanır (33, 76, 77, 78, 79, 80).

Boyutsal değişikliği ölçmek için kullanılan aletlerden biri de 'transducer'lardır. Disk şeklindeki kompozit örneklerinde, örneğin yüzeyinde dikey yönde oluşan büzülmenin tek boyutta ölçülmesi şeklinde uygulanan bu yöntem birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (8, 96, 97, 98).

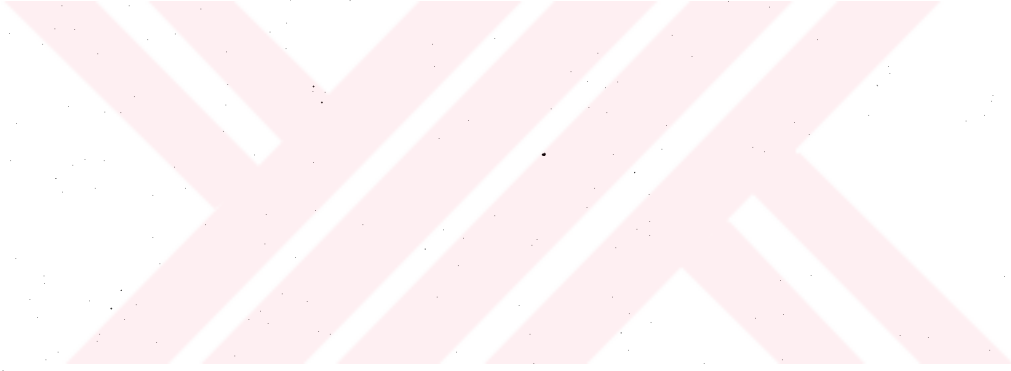
Yine kompozitte oluşan deformasyonun, kompozit yüzeyine değmeyen bir sensör aracılığıyla algılanması lineer büzülmenin serbest halde ölçülmesine olanak vermiştir. 'Linometre' adı verilen cihazın kullanıldığı bu yöntem, de Gee ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş ve kullanılmıştır (23, 24, 38, 95).

Ölçümde kullanılan yöntemlerden ikincisi, polimerizasyon sırasındaki büzülmenin hacimsel olarak ölçüldüğü yoğunluk ölçümlerine (35, 69) ve dilatometrik yöntemlere dayanır (8, 22, 29, 32, 35, 83, 88).

Dilatometrik yöntem, dişhekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin polimerizasyon büzülmelerinin ölçümlerinde ilk olarak Smith ve Schoonover (83) tarafından kullanılmıştır. Bu yöntemde, cıva ile dolu U şeklindeki kapillerden ibaret bir apacey kullanılmıştır. Oldukça basit olan bu apacey esas alınarak daha sonra, de Gee ve arkadaşları (22) tarafından 'modifiye cıva dilatometresi' adı altında aynı amaca yönelik bir apacey geliştirilmiştir. Kimyasal olarak sertleşen restoratif materyallerin yanı sıra ışıkla sertleşen kompozit materyallerinin de polimerizasyon büzülmelerini hacimsel olarak saptayan bu düzenek, Bausch ve arkadaşları (8) tarafından da kullanılmıştır. Daha sonra Feilzer ve arkadaşları

(29), aynı amaçla kullanılan cıva dilatometresinde bir değişiklik yapmışlardır. Bu düzeneğin bir öncekinden farkı cıvanın, silindir şeklindeki perspexden (polimetilmetakrilat) yapılı bir düzenek yerine cam tüpler içinde bulunmasıdır.

Dilatometrik yöntemin esası, cıva ile çevrelenen kompozit maddesinde meydana gelen hacimsel bir değişikliğin, cıvaya iletilmesine dayanır. Polimerizasyon büzülmesi sonucu kompozitteki azalan hacmi cıvanın doldurması, kapiller tüpteki cıva yüksekliğinde düşüş şeklinde gözlenir.



2 GEREÇ VE YÖNTEM

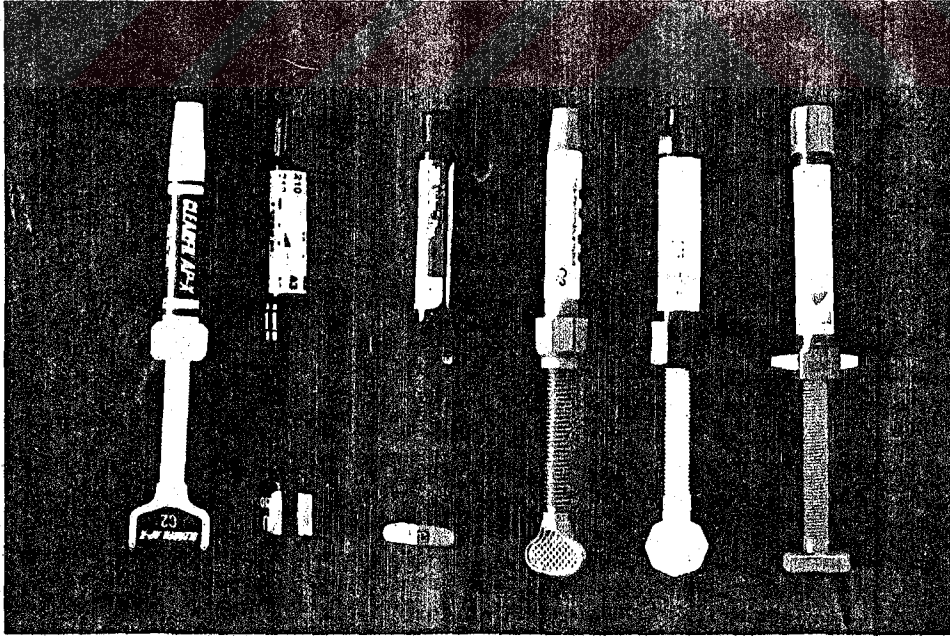
2.1 Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada, son yıllarda hem anterior hem posterior restorasyonlar için diş hekimlerinin kullanımına sunulmuş olan kompozit materyaller kullanılmıştır. Test edilen materyaller, üretici firmaların isimleri ve kutu numaraları Tablo 1’de, materyallerin içeriklerine ait detaylı bilgiler ise Tablo 2’de gösterilmiştir. Kullanım süreleri içinde tüketilen maddelerin hepsi şırınga sistemi ile ambalajlanmış kompozitlerden seçilmiştir (Resim 1). Bütün kompozit materyalleri üretici firmaların önerdiği koşullarda saklanmıştır. Charisma, Clearfil AP-X, Tetric oda sıcaklığında (18-24°C), Valux Plus buzdolabında (5-8°C) saklanmış, kullanılmadan önce oda sıcaklığına getirilmiştir. Brilliant Dentin, önerildiği gibi tüp açılana kadar buzdolabında tutulmuş, ilk kullanımdan sonra oda sıcaklığında saklanmıştır.

Kompozit materyallerinin polimerizasyon büzülmelerinin değerlendirilmesinde renk faktörü sabit tutulmuş ve tüm maddelerin (Tetric hariç) Vita skalasına (Vita™Lumin Shade Guide, Vita Zahnfabrik) göre C2 rengi kullanılmıştır. Tetric’in renk skalası diğer firmalarınkine uymadığı için C2’ye en yakın renk seçilmiştir (Tablo 1).

Tablo 1: Çalışmada kullanılan kompozit rezinler.

MATERYAL	ÜRETİCİ FIRMA	KUTU NO	RENK
Prisma TPH	Caulk / Dentsply USA	940301	C2 (U, B52)
Valux Plus (Z-100)	3M Dental St. Paul, MN, USA	34-7036-6370-7	C2
Charisma	Kulzer Friedrichsdorf, Almanya	030	C2/
Brilliant Dentin	Coltene Altstätten, İsveç	ED158	C2
Clearfil AP-X	Kuraray Co., Ltd. Osaka, Japonya	41113	C2
Tetric	Vivadent Ets. Schaan, Liechtenstein	716103	U (210)

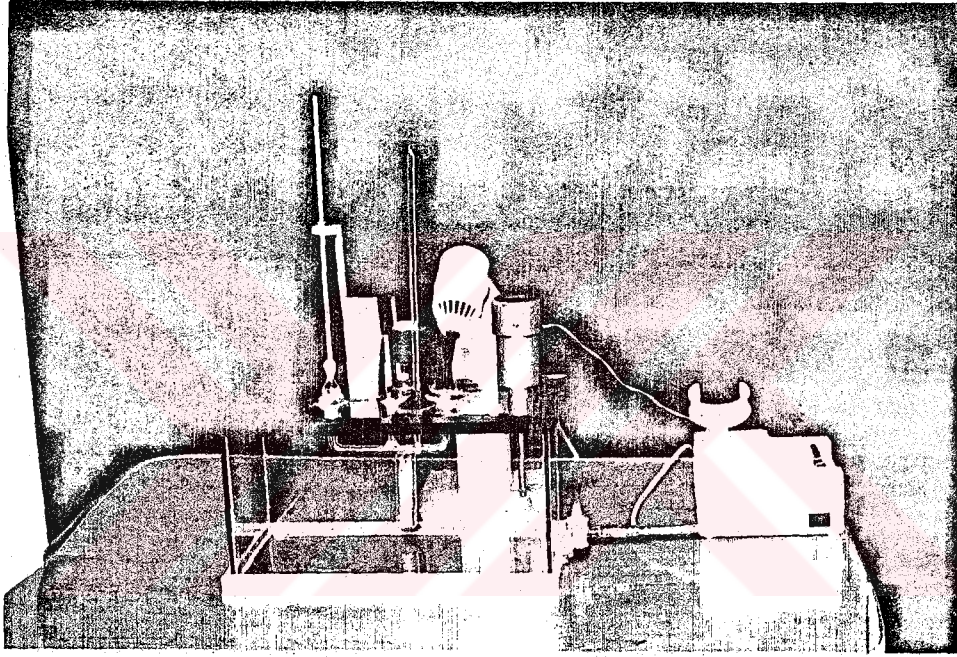
**Resim 1 :** Çalışmada kullanılan kompozit materyaller.

Tablo 2 : Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri.

Kompozit Tipi	Prisma TPH		VALUX PLUS		CHARISMA		BRILLIANT DENTIN		CLEARFIL AP-X		TETRIC	
	Submikron hibrid	hibrid	Ultrafine hibrid	fine hibrid	hibrid	fine partikül mikro hibrid						
Rezin Tipi	BIS-GMA UDMA	BIS-GMA TEGDMA	BIS-GMA 0.15 g TEGDMA 0.07 g	BIS-GMA 0.08 g BISEMA 0.08 g TEGDMA 0.05 g	BIS-GMA TEGDMA	BIS-GMA 0.073 g UDMA 0.063 g TEGDMA 0.037 g						
Filler Tipi	Ba camı, silika	Zirkonya / silika	Baryum alüminyum borosilikat , silisyum dioksit	Baryum alüminyum borosilikat , pirojenik silikondioksit	Ba camı, silika, kolloidal silika	Ba camı, silikondioksit, ytterbium florid						
Filler partikül büyüklüğü (ortalama, µm)	< 1	0.6	0.7	0.5	-	-						
Filler partikül büyüklüğü dağılımı (µm)	-	0.01 - 3.5	0.02 - 2 0.02 - 0.07	0.04 - 2.8	-	0.04 - 3						
Filler içeriği	% 77	% 84.5	% 73	% 77	% 86	% 82						
ağırlıkça	% 57	% 71	% 60	% 58.5	% 70	% 62						
hacimce												

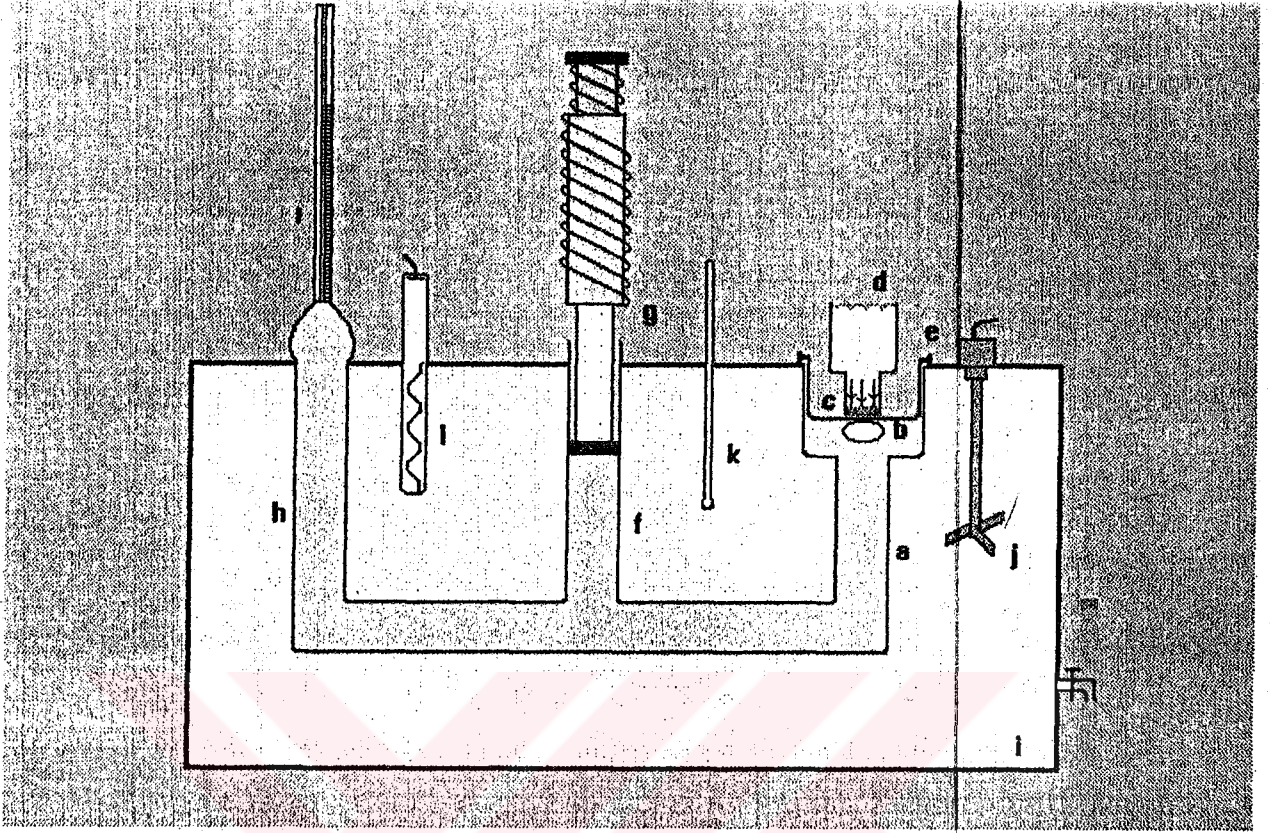
2.2 Dilatometre

Çalışmamızda, Feilzer ve arkadaşları (29) tarafından tanımlanan dilatometreyi esas alarak geliştirdiğimiz düzeneği kullandık (Resim 2). 'Dilatometre', kompozit materyallerin üç boyuttaki kontraksiyonunu, örnek materyalin geometrisinden bağımsız bir şekilde, volumetrik kontraksiyon miktarı olarak belirlememizi sağlayan bir araçtır.



Resim 2: Civa dilatometresi.

Test apareyi, çapları 0.5 cm, 0.5 cm ve 1.5 cm olan üç adet birleşik cam borudan oluşmaktadır (Şekil 2). Silindirik şekilli bu cam borular cıvanın bulunduğu kısımdır. Cam borulardan bir tanesi (Şekil 2-a) kompozit örneğin (b) konulduğu hazneyi taşımaktadır. Yine camdan oluşan bu haznenin, örneğin yerleştirilip uzaklaştırılmasında kolayca çıkarılıp takılabilen bir cam kapağı mevcuttur (c). Cam kapak ile hazne, aralarında hava veya cıva geçişine izin vermeyecek şekilde çok sıkı bir uyum içindedir, böylece kapak ileri doğru itirilip



Şekil 2: Dilatometrenin şematik görünümü, a, f, h- cıvanın bulunduğu cam borular, b- kompozit örnek, c- cam kapak, d- ışın tabancası, e- metal kapak, g- kalibrasyon vidası, i- kapiller pipet, i- su banyosu, j- karıştırıcı, k- termometre, l- termostat.

yerine oturtulduğunda kompozit örneğin tamamen cıva içine gömülmesi sağlanmaktadır. Cam kapak, içine ışın tabancasının (d) ucunun yerleşmesine izin verecek şekilde içi boş bir silindir şeklindedir. Kompozit örneğin devey boyunca hareket etmesini önlemek için cam kapak, etrafına geçirilen metal bir halka aracılığıyla düzeneğin gövdesine sabitlenmiş durumdadır. Kompozit örnek konulup, kapak kapatıldıktan sonra bu metal halka üzerine, her iki tarafından vida yuvaları bulunan metal bir kapak yerleştirilir (e). Düzeneğin gövdesine tespit edilmiş olan vidaların bu yuvalardan geçirilip sıkıştırılmasıyla cam kapak sabitlenmiş olur. Böylece kalibrasyon sırasındaki cıvanın hareketiyle kapağın yukarı kalkması önlenir ve cıva sadece ölçümün yapılacağı tarafa yönlendirilmiş olur.

Şekil 2-f'de görülen cam boru içindeki cıva, kalibrasyon için kullanılan vidanın pistonu ile temas halindedir (g). Piston ile cıva arasında hava yoktur. Vida döndürülünce, piston ileri doğru itilir ve cıva Şekil 2-h'de görülen kısma doğru hareket eder.

Şekil 2-h'de görülen cam boruda camdan yapılmış bir baloncuk vardır. Bu haznenin hacmi yaklaşık üç santimetreküptür. Başlangıçta üç boruda da eşit olan cıva seviyesi kompozit örneğin konulması ve silindirik kapağın kapatılıp sabitlenmesi ile bozulur. Örneğin ve kapağın hacmi kadar yer değiştiren cıva, bu cam baloncuğu doldurur. Ancak bundan sonra kalibrasyonla seviye ayarlamasına geçilir.

Cam baloncuğun daralan ağzına kapiller bir cam boru tespit edilmiştir (ı). Bu kısım, volumetrik değişikliğin gözlemlendiği kısımdır ve dilatometre tüpü adını alır. Dilatometre tüpü, yaklaşık 284 mm uzunluğunda, uniform çaplı, taksimatlandırılmış kapiller bir borudan ibarettir. Kapillerin iç çapı 0,3 mm'dir. Tüpün taksimatlandırılmış bölümünün hacmi 0.01125 cm^3 'tür. Kapiller borunun bir bölümlük kısmı 0.125 mm^3 'e karşılık gelmektedir.

Hacimsel büzülmenin ölçümleri için sistem, sıcaklığı otomatik olarak kontrol edilen, $15 \times 15 \times 30 \text{ cm}$ ebadındaki su banyosuna (i) konuldu. Banyonun sıcaklığı, deney boyunca $23 \pm 0.2^\circ\text{C}$ ve $30 \pm 0.2^\circ\text{C}$ 'de sabit tutuldu.

Deney düzeneğinin içerdiği diğer parçalar, bir karıştırıcı (j) ve sistemin sıcaklığının gözlenebilmesi için banyo içine yerleştirilen bir termometredir (k). Karıştırıcının amacı, ısınan suyun sistemin her tarafına homojen bir şekilde dağılmasını ve dolayısıyla suyun sıcaklığının düzeneğin her tarafında eşit olmasını sağlamaktır.

Test düzeneğinin her tarafı çevre ile ısı alışverişinin minimum düzeyde olmasını sağlamak için 3 cm kalınlığında polistiren maddesi ile izole edilmiştir.

Her kompozit maddesi için hacimsel polimerizasyon büzülmesinin saptanması iki ayrı sıcaklıkta yapıldı. Test sıcaklığı, aynı materyale ait birinci grup örnekler için 23°C , ikinci grup örnekler için 30°C olarak belirlendi.

Test düzeneği ve kullanılacak kompozit materyali, deneyin en az 24 saat öncesinden itibaren test odasında bekletildi.

2.3 Deney Süresinin Saptanması

Cıva seviyesinin zamana bağlı değişiminin incelendiği ön deneylerde cıva seviyesinin ne kadar süre değişmeden kaldığı araştırıldı. Cıva içine herhangi bir madde konmadan cıva seviyesinin sabitlendiği ve değişimin gözlendiği deneyler 23 ve 30°C'de beşer kez tekrarlandı. Deneylerin sonucunda sıcaklıkta değişim olmadığı sürece cıva seviyesinin sabit kaldığı saptandı. Hem 23 hem 30°C'de, iki saat boyunca sıcaklıkta ve seviyede hiçbir değişikliğin olmadığı gözlenmesi üzerine deney süreleri her iki sıcaklık için ikişer saat olarak belirlendi.

2.4 Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi

Su banyosu içindeki sistemin sıcaklığı, termostatlı ısıtıcı (Şekil 4-1, Visitherm, Italy) ile 23°C'ye yükseltilip bırakıldı. Isınan suyun sıcaklığının sisteme homojen bir şekilde yayılması, termostatın çalıştığı süre içinde ve 15 dakika sonrasına kadar çalıştırılan karıştırıcı ile sağlandı. Deney düzeneği ile dış ortam arasındaki ısı alışverişini engellemek için, test odasının sıcaklığı da otomatik bir ısıtıcı (elektrikli radyatör) aracılığı ile 23°C'ye çıkarıldı ve bu sıcaklıkta sabit tutuldu. Sistemi oluşturan elemanlar arasında ısı alışverişinin tamamlanıp, denge sıcaklığının oluşmasının sağlanması amacıyla, sistemin ve testin yapıldığı odanın sıcaklığının 23°C olmasından en az 2 saat sonra deneye başlandı.

Metal kapak uzaklaştırılarak cam kapak yerinden çıkarıldı. Kompozit örnekler, bir röntgen banyo tankının içinde hazırlandı. Bu sürede deney odası karartıldı. Materyallerin hacimleri 41-146 mm³ arasında alındı. Tüpünden çıkarılan madde, plastik bir spatülle cam kapağın cıvaya temas edecek yüzeyine yerleştirildi. Kompozit örnekleri, her deney için standart bir şekil ve hacimde hazırlanmadı. Tam ve etkin bir polimerizasyon sağlanabilmesi için örneklerin

kalınlığı 2-2.5 mm olacak şekilde ayarlandı. Cam kapak cıvayla dolu haznesine yerleştirilirken, kompozit örnek ile cıvanın temas etmesine ve arada hava kalmamasına özen gösterildi. Cıvanın materyal konulduğunda kompozit ile temasta bulunacağı seviye, daha önceden kalibrasyonla ayarlandı. Kompozit örneğin cıvaya tamamen gömüldüğünden emin olunduktan sonra metal kapak yerine yerleştirilerek sabitlendi. Örneğin laboratuvar ışığından etkilenmemesi için cam kapağın üstü izolasyon malzemesi ile örtüldü. Kompozit örneğin yerleştirilmesinden sertleştirilmeye başlamasına kadar geçen süre yaklaşık 30-45 saniyedir.

Hemen ardından kalibrasyon ile cıva seviyesinin ayarlanmasına geçildi. Kompozit örneğin konulduğu hazne kısmı kapatıldığı için, kalibrasyonda kullanılan vida yardımı ile cıvanın sadece dilatometrenin kapiller boru kısmında yükselmesi sağlandı. Vida çevrilerek cıva, dilatometre tüpünde yükseltip belirli bir seviyede sabitlendi. Okumanın rahat ve doğru bir şekilde yapılabilmesi için cıva seviyesinin taksimat çizgilerinden biri ile aynı hizaya getirilmesine özen gösterildi.

Işın tabancasının ucu cam kapağın içine yerleştiğinde, kapağın tabanı ile temas etmesini sağlayacak yükseklikte bulunan bir destek üzerine oturtulmuştur. İzolasyon maddesi, örneğin bulunduğu kısımdan uzaklaştırıldı ve kompozit maddesi, ışın tabancası ile (Degulux, Degussa, Almanya), cam kapak üzerinden 60 saniye boyunca ışınlandı. Bu süre sonunda ışın tabancası kaldırılıp örneğin konulduğu kısmın izolasyon kapağı tekrar örtüldü ve deney boyunca açılmadı.

Kapiller tüpte, düşme başlamadan önceki ilk değer işaretlendikten sonra, polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak ortaya çıkan düşme değerleri okunup, 2 saat boyunca takip edildi. Cıva seviyesindeki düşme, 60 saniye boyunca 10 saniyede bir, ilk 15 dakikada dakikada bir, 15 ila 60 dakika arası 3 dakikada bir, 60 dakika ila 120 dakika arası ise her 5 dakikada bir okundu. Belirlenen zaman aralıklarında, deney boyunca okunan cıva seviyesindeki düşme değerleri Δh şeklinde kayıt edildi.

30°C’de yapılan deneylerde, işleme başlamadan önce termostatlı ısıtıcı ile deney sıcaklığı 30°C’ye çıkarılıp bırakıldı. Sistem ile dış ortam arasındaki ısı alışverişini minimuma indirmek için test odasının sıcaklığı da test sıcaklığına yaklaştırıldı.

Polimerizasyonun tamamlanmasından sonra deney sonunda cıvadan çıkarılan kompozit örnekler film kutularına yerleştirildi (Resim 3). Daha sonra kütleleri tartılıp, son hacimleri piknometrik olarak yoğunluk şişesi ile saptandı.



Resim 3 : Polimerize olmuş örneklerin saklandığı film kutuları.

2.5 Yoğunluk Şişesi İle Kompozit Örneklerin Son Hacimlerinin Saptanması

İlk olarak içi saf su ile dolu yoğunluk şişesi ile kompozit örnek yanyana tartıldı. Elde edilen değer, cisim, yoğunluk şişesi ve suyun kütleleri toplamıdır

(M). İkinci aşamada, cisim, su ile dolu olan yoğunluk şişesinin içine atıldı. Taşan su dikkatlice kurulandı ve tekrar tartıldı. Bu sefer elde edilen sonuç (M') cismin, yoğunluk şişesinin ve şişe içindeki suyun kütlesidir. Kompozit örnek şişe içine atıldığında taşan suyun hacmi cismin hacmi kadar olacaktır (suyun yoğunluğu 1 g/cm^3 olduğundan taşan suyun kütlesi hacmine eşittir). Ölçülen bu iki değer farkı ($M - M'$) bize taşan suyun kütlesini veya taşan suyun hacmini verir. Taşan suyun hacmi de cismin hacmine eşit olduğundan böylece kompozit örneğin hacmi (V) bulunmuş olur. Tüm bu ölçümler 0.0001 hassasiyetinde hassas terazi (Gec Avery, VA124-1AAZM13AAE, İngiltere) ile yapılmış ve beşer kez tekrar edilen ölçümlerin ortalaması alınmıştır (Resim 4).



Resim 4 : Hassas terazi.

2.6 Kontrol Deneyleri

Kontrol deneylerinde ışık kaynağının verdiği ısının, zaman içinde cıvanın genişmesine olan etkisi değerlendirildi. Bunun için iki kontrol grubu oluşturuldu. Tamamen polimerize olmuş kompozit maddelerinden rastgele seçilen dörder örnek, tekrar cıva haznesine konarak 60 saniye boyunca ışınlandı (A grubu). Aynı deney, kompozit örnek yerleştirilmeden her iki sıcaklık için tekrarlandı (B grubu). Cıvanın genişmesine bağlı h' değerleri her iki sıcaklıkta ve iki saat boyunca kaydedildi. Polimerizasyon büzülmesi değerleri, kontrol deneylerinden elde edilen sonuçlar etki ettirilerek düzeltildi.

2.7 Büzülme Değerlerinin Saptanması

Polimerizasyon büzülmesinin gözlemlendiği kapiller borunun taksimatlandırılmış kısmının hacmi bilindiğinden 1 bölümünün hacmi de hesaplandı. Deney boyunca ölçülen Δh değerleri ($\Delta h + h'$), bu hacimle çarpılarak belirli zaman aralıklarındaki büzülme değerleri ΔV_t şeklinde hesaplanıp kaydedildi [$\Delta V_t = (\Delta h + h') \times 0.125$].

Her zaman aralığındaki hacimsel polimerizasyon büzülmesi değerleri ise aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

$$\% P.B = \frac{\Delta V_t}{V + \Delta V_t} \times 100$$

P.B → hacimsel polimerizasyon büzülmesinin yüzdesi

ΔV_t → ölçülen zaman aralığı için, örneğin hacimsel değişikliği

V → polimerize olmuş örneğin son hacmi

$V + \Delta V_t$ → deneyin başında alınan kompozit örneğin ilk hacmi

2.8 İstatistiksel Değerlendirme

Kontrol deneylerinin sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi, varyans analizi (ANOVA) ve Student-t testi kullanılarak yapıldı.

Polimerizasyon büzülmesi sonuçları, her madde ve sıcaklık için 5 adet örnekten elde edilen değerlerin ortalaması alınarak değerlendirildi. Her grup için polimerizasyon kontraksiyon değerleri ortalamaları, gruplar arası farkları ortaya çıkarmak amacıyla varyans analizi (ANOVA) ve ikili karşılaştırma için Newman-Keuls testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

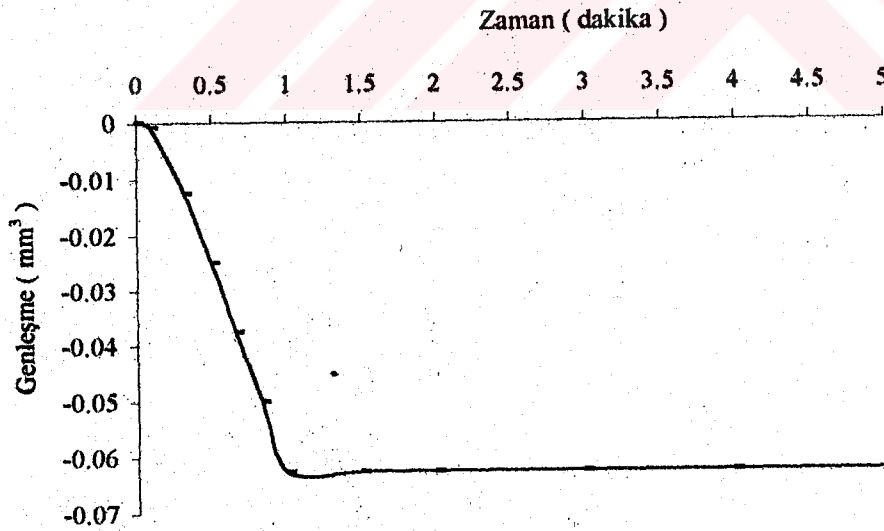
3 BULGULAR

3.1 Kontrol Deneylerine Ait Bulgular

Civanın genleşme miktarının (h') zamana bağlı değişiminin, tamamen polimerize olmuş örneklerden rastgele seçilerek oluşturulan A grubuna ve örnek konulmadan ışığın sadece civanın üzerine verildiği B grubuna ait sonuçları *Ek Tablo 1*'de gösterilmektedir. Yapılan Student-t testi ve varyans analizi ile A ve B grupları, kompozit türleri ve her iki sıcaklık arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadığından ($p>0.05$), her iki deney grubundan elde edilen değerlerin ortalaması alınarak h' değeri hesaplandı. Bu deneylerden elde edilen h' değerlerinin ortalamaları *Tablo 3*'de verilmiştir. Işın tabancasından aldığı ısı ile genleşen civanın kapiller pipette ortalama 0.5 bölme yükselme gösterdiği ve bunun iki saat boyunca sabit kaldığı saptandı ve tüm maddelerin deney gruplarında Δh değerlerine tüm zaman aralıkları için 0.5 değeri (h') eklendi ve polimerizasyon büzülmeleri bu yeni değer ($\Delta h+h'$) üzerinden hesaplandı. Civanın genleşme miktarının ölçümler üzerindeki etkisinin zamana bağlı değişimi *Grafik 1*'de görülmektedir.

Tablo 3: Kontrol deneylerinin ortalama sonuçları, parantez içindeki değerler standart sapmayı ifade etmektedir.

		h'	
		23°C	30°C
A GRUBU	Prisma TPH	0.50 (0.12)	0.48 (0.10)
	Valux Plus	0.48 (0.05)	0.60 (0.08)
	Charisma	0.48 (0.05)	0.53 (0.13)
	Brilliant Dentin	0.45 (0.06)	0.55 (0.06)
	Clearfil AP-X	0.55 (0.06)	0.60 (0.12)
	Tetric	0.45 (0.06)	0.48 (0.05)
B GRUBU	Madde Yokken	0.58 (0.10)	0.53 (0.10)
	ORTALAMA	0.50 (0.05)	0.54 (0.05)



Grafik 1: Işık etkisi ile civada meydana gelen genleşme miktarının zamana bağlı değişimi.

3.2 Kompozit Örneklerin Son Hacimlerinin Saptanmasına Ait Bulgular

Test edilen örneklerin son hacimleri piknometrik olarak saptandı. Her materyale ait örneklerin beşer kez tartılmasıyla hesaplanan son hacimlerine ait bulgular *Ek Tablo 2*'de gösterilmiştir. Sonuçların, 41.00 mm^3 ile 145.02 mm^3 arasında değiştiği saptandı. Kompozit örneklerin, son hacimleri (V) ile polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan hacimsel değişim miktarlarının (ΔV) toplanması ile elde edilen ilk hacimlerine ($V + \Delta V$) ait değerlerinin ise $41.31-146.32 \text{ mm}^3$ arasında yer aldığı gözlemlendi.

Kullanılan bu yöntemde, hacimsel polimerizasyon büzülmesi ölçümleri, kompozit örneklerin hacimlerine bağlı olmadan yapılmıştır. Varyans analizi ile yapılan istatistiksel değerlendirmede, polimerizasyon büzülmesi ile örneklerin hacimleri arasındaki korelasyonun önemli olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$).

3.3 Polimerizasyon Büzülmesi Değerlerine Ait Bulgular

Her bir materyalin, her iki sıcaklıktaki polimerizasyon başladıktan sonra civa seviyesinde gözlenen düşme değerleri (Δh), kontrol deneyleri ile düzeltilen değerler ($\Delta h+h'$), hacimsel değişim (ΔV), son hacim (V) ve yüzde cinsinden hacimsel polimerizasyon büzülmesine ait tüm değerleri *Ek Tablo 3-14*'de gösterilmiştir.

Bu çalışmada seçilen kompozit rezinlerin (Prisma TPH, Valux Plus, Charisma, Brilliant Dentin, Clearfil AP-X ve Tetric), dilatometrik yöntemle ölçülen hacimsel polimerizasyon büzülmesi miktarlarının $\%0.69$ ile 1.51 arasında değiştiği saptanmıştır. Materyallerin her iki sıcaklıktaki 1, 5, 10, 15 ve 30 dakikalara ait hacimsel polimerizasyon kontraksiyonuna ait değerler Tablo 4'de ve Prisma TPH (TPH-30 dakika) dışında kalan tüm materyallerin ilk 15 dakikaya ait polimerizasyon büzülme eğrileri ise Grafik 2-7'de gösterilmiştir.

Altı farklı kompozit materyalinden en yüksek hacimsel polimerizasyon büzülmesi Prisma TPH'da, en düşük polimerizasyon büzülmesi ise Valux Plus'da

Tablo4: Volumetrik polimerizasyon kontraksiyon değerleri

	Örnek No	1 dk	5 dk	10 dk	15 dk	30 dk		
Prisma TPH	23°C	1	0.34	0.45	0.73	0.79	0.81	
		2	0.65	0.78	1.16	1.21	1.30	
		3	0.74	0.93	1.12	1.14	1.20	
		4	0.78	0.90	1.24	1.35	1.38	
		5	0.77	1.07	1.13	1.30	1.33	
		ort.	0.66	0.83	1.08	1.16	1.20	
		ss*	0.18	0.23	0.20	0.22	0.23	
		30°C	1	0.82	1.41	1.46	1.46	1.46
		2	1.21	1.27	1.37	1.45	1.45	
		3	0.95	1.32	1.61	1.62	1.62	
	4	0.98	1.20	1.30	1.37	1.37		
	5	1.03	1.46	1.65	1.65	1.65		
	ort.	1.00	1.33	1.48	1.51	1.51		
	ss	0.14	0.11	0.15	0.12	0.12		
Valux Plus	23°C	1	0.27	0.53	0.57	0.57	0.57	
		2	0.40	0.62	0.64	0.64	0.64	
		3	0.70	0.78	0.78	0.78	0.78	
		4	0.42	0.47	0.66	0.66	0.66	
		5	0.41	0.79	0.82	0.82	0.82	
		ort.	0.44	0.64	0.69	0.69	0.69	
		ss	0.16	0.14	0.10	0.10	0.10	
		30°C	1	0.48	0.72	0.72	0.72	0.72
		2	0.69	0.74	0.75	0.75	0.75	
		3	0.52	0.68	0.68	0.68	0.68	
	4	0.56	0.63	0.67	0.67	0.67		
	5	0.57	0.66	0.66	0.66	0.66		
	ort.	0.56	0.69	0.70	0.70	0.70		
	ss	0.08	0.04	0.04	0.04	0.04		
Charisma	23°C	1	0.62	0.67	0.67	0.69	0.69	
		2	0.66	0.73	0.73	0.73	0.73	
		3	0.53	0.75	0.93	0.98	0.98	
		4	0.80	1.09	1.10	1.12	1.12	
		5	0.55	0.71	0.74	0.74	0.74	
		ort.	0.63	0.79	0.83	0.85	0.85	
		ss	0.11	0.17	0.18	0.19	0.19	
		30°C	1	0.58	0.75	0.79	0.79	0.79
		2	0.58	0.83	0.94	0.94	0.94	
		3	0.58	0.84	0.93	0.93	0.93	
	4	0.71	0.78	0.81	0.81	0.81		
	5	0.69	0.95	0.95	0.95	0.95		
	ort.	0.63	0.83	0.88	0.88	0.88		
	ss	0.06	0.08	0.08	0.08	0.08		

ss*, standart sapma değerini ifade etmektedir.

Tablo4: Volumetrik polimerizasyon kontraksiyon değerleri

	Örnek No	1 dk	5 dk	10 dk	15 dk	30 dk		
Brilliant Dentin	23°C	1	0.59	0.94	0.94	0.94	0.94	
		2	0.67	0.81	0.81	0.81	0.81	
		3	0.64	0.82	0.82	0.82	0.82	
		4	0.62	0.93	0.98	0.98	0.98	
		5	0.60	0.83	0.84	0.84	0.84	
		ort.	0.62	0.86	0.88	0.88	0.88	
		ss*	0.03	0.06	0.08	0.08	0.08	
		30°C	1	0.74	0.98	0.98	0.98	0.98
		2	0.71	0.94	0.94	0.94	0.94	
		3	0.80	0.84	0.84	0.84	0.84	
	4	0.71	0.83	0.83	0.83	0.83		
	5	0.73	0.88	0.89	0.89	0.89		
	ort.	0.74	0.89	0.90	0.90	0.90		
	ss	0.04	0.07	0.07	0.07	0.07		
Clearfil AP-X	23°C	1	0.71	0.75	0.77	0.77	0.77	
		2	0.66	0.82	0.85	0.85	0.85	
		3	0.58	0.77	0.77	0.77	0.77	
		4	0.70	0.81	0.81	0.81	0.81	
		5	0.60	0.78	0.78	0.78	0.78	
		ort.	0.65	0.79	0.80	0.80	0.80	
		ss	0.06	0.03	0.03	0.03	0.03	
		30°C	1	0.78	0.82	0.82	0.82	0.82
		2	0.74	0.79	0.79	0.79	0.79	
		3	0.76	0.82	0.82	0.82	0.82	
	4	0.91	0.95	0.95	0.95	0.95		
	5	0.76	0.76	0.76	0.76	0.76		
	ort.	0.79	0.83	0.83	0.83	0.83		
	ss	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07		
Tetric	23°C	1	0.84	0.87	0.88	0.88	0.88	
		2	0.72	0.76	0.76	0.76	0.76	
		3	0.79	0.85	0.85	0.85	0.85	
		4	0.76	0.88	0.89	0.89	0.89	
		5	0.76	0.87	0.87	0.87	0.87	
		ort.	0.77	0.85	0.85	0.85	0.85	
		ss	0.04	0.05	0.05	0.05	0.05	
		30°C	1	0.83	0.94	0.94	0.94	0.94
		2	0.77	0.85	0.85	0.85	0.85	
		3	0.77	0.85	0.85	0.85	0.85	
	4	0.80	0.85	0.85	0.85	0.85		
	5	0.76	0.81	0.81	0.81	0.81		
	ort.	0.79	0.86	0.86	0.86	0.86		
	ss	0.03	0.05	0.05	0.05	0.05		

ss*, standart sapma değerini ifade etmektedir.

(Z-100) gözlemlendi. Diğer materyallerden elde edilen değerler, bu ikisi arasında yer almaktadır.

2 saat sonunda örneklerden elde edilen hacimsel polimerizasyon büzülmesi değerlerinin ortalamaları karşılaştırıldığında her iki sıcaklıkta da Valux Plus, Charisma, Brilliant Dentin, Clearfil AP-X ve Tetric kompozit materyalleri arasında istatistiksel olarak önemli bir fark saptanmadı ($p>0.05$, Tablo 5). Ancak, Prisma TPH'nin polimerizasyon büzülmesi sonuçlarının diğer 5

Tablo 5: Materyallerin hacimsel polimerizasyon büzülmesi değerleri ortalamalarının Newman-Keuls testine göre incelenmesi. İstatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler çizgilerle birleştirilmiştir. Parantez içindeki değerler ise standart sapmayı ifade etmektedir.

	TEST SICAKLIĞI	
	23°C	30°C
BRILLIANT DENTIN	0.88 (0.08)	0.90 (0.07)
VALUX PLUS	0.69 (0.10)	0.70 (0.04)
CHARISMA	0.85 (0.19)	0.88 (0.08)
Prisma TPH	1.20 (0.23)	1.51 (0.12)
CLEARFIL AP-X	0.80 (0.03)	0.83 (0.07)
TETRIC	0.85 (0.05)	0.86 (0.05)

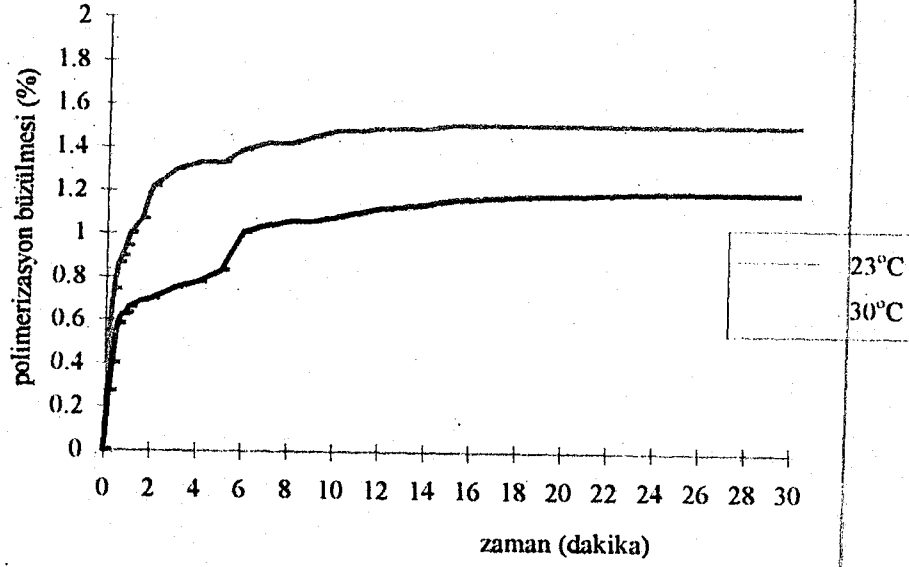
materyalinkinden istatistiksel olarak önemli bir fark gösterdiği izlendi ($p < 0.05$, Tablo 5).

30°C’de yapılan deneylerde polimerizasyon büzülmesine ait sonuçlar, 23°C’de elde edilen sonuçlardan daha yüksek bulunmuştur (Tablo 4, Grafik 8). Fakat bu fark, Prisma TPH dışındaki tüm materyallerde istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$). Prisma TPH’in ise 23°C’deki sonuçları ile 30°C’deki sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$, Tablo 5).

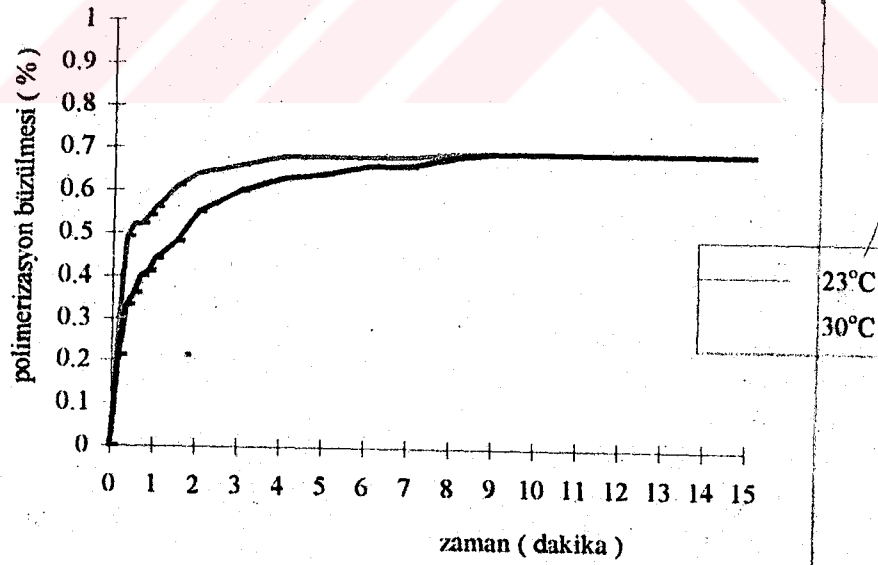
Tablo 4 ve Grafik 2-7’deki polimerizasyon kontraksiyon eğrilerinden de gözlenebileceği gibi büzülme, her iki sıcaklıkta da ilk 60 saniyede çok hızlı olmaktadır. 23°C’de yapılan deneylerde polimerizasyon büzülmesinin 1. dakika sonunda tamamlanma oranının maddelere göre %55 ile 91 arasında değişiklik gösterdiği, 30°C’de yapılan deneylerde ise bu oranın %66-95 arasında değiştiği gözlemlendi (Tablo 6). 1 ile 10 dakika arasında yavaş bir şekilde artarak devam eden polimerizasyon büzülmesi 15. dakikadan sonra ise gözlenmemektedir. Ancak 23°C’de TPH ile yapılan deneylerde büzülmenin 15. dakikadan sonra 9 dakika kadar daha devam ettiği izlenmektedir (Grafik 2). Polimerizasyon büzülmesinin %90’ının 23°C’de ilk 10, 30°C’de ise ilk 6 dakikada tamamlandığı saptandı.

Tablo 6: Polimerizasyon kontraksiyonunun 1. dakika sonundaki tamamlanma oranları.

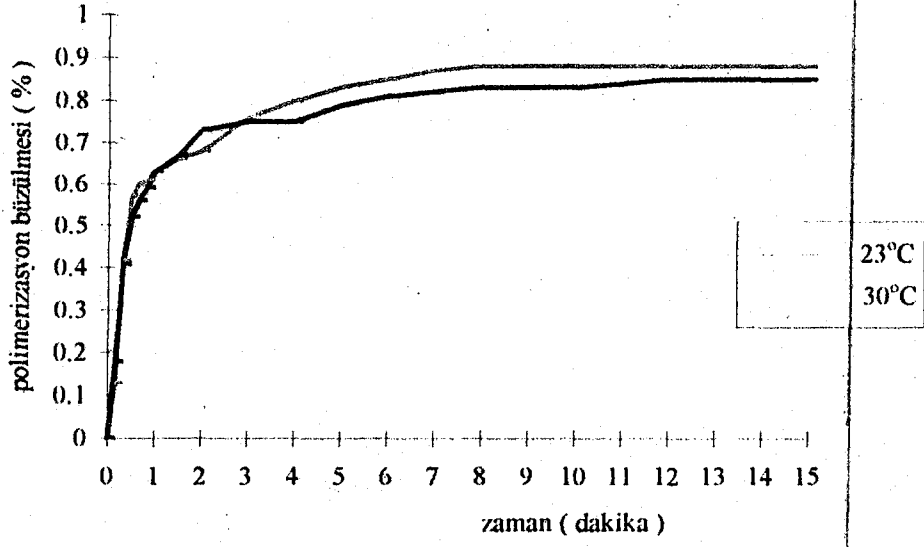
Materyal	23°C	30°C
Prisma TPH	%55	%66
Valux Plus	%63	%80
Charisma	%74	%72
Brilliant Dentin	%70	%82
Clearfil AP-X	%81	%95
Tetric	%91	%92



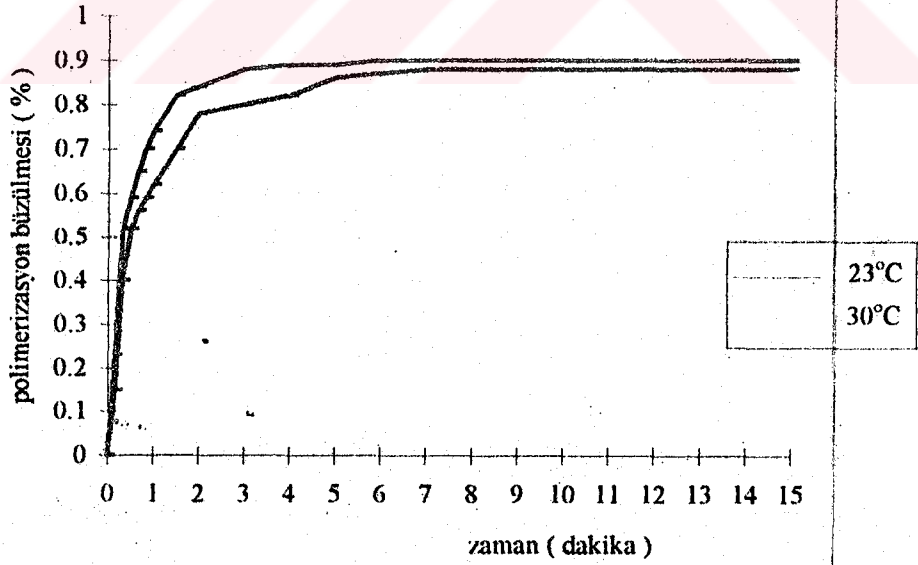
Grafik 2: Her iki sıcaklıkta Prisma TPH'a ait polimerizasyon kontraksiyon eğrisi.



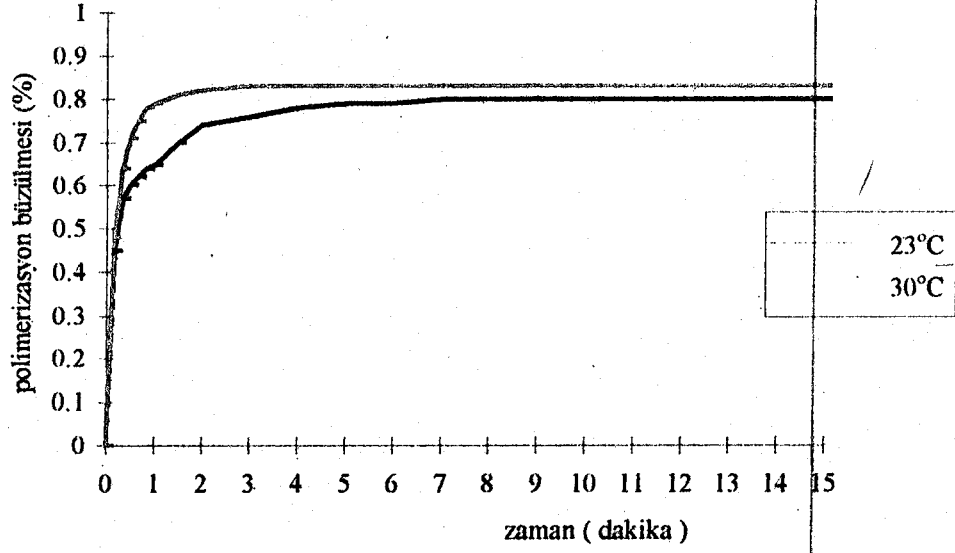
Grafik 3: Her iki sıcaklıkta Valux Plus'a ait polimerizasyon kontraksiyon eğrisi.



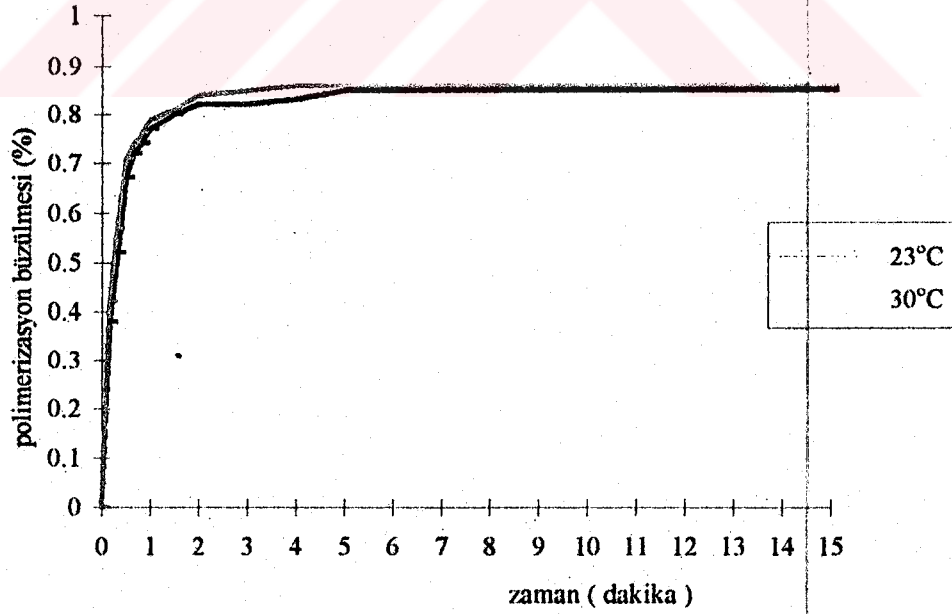
Grafik 4: Her iki sıcaklıkta Charisma'ya ait polimerizasyon kontraksiyon eğrisi.



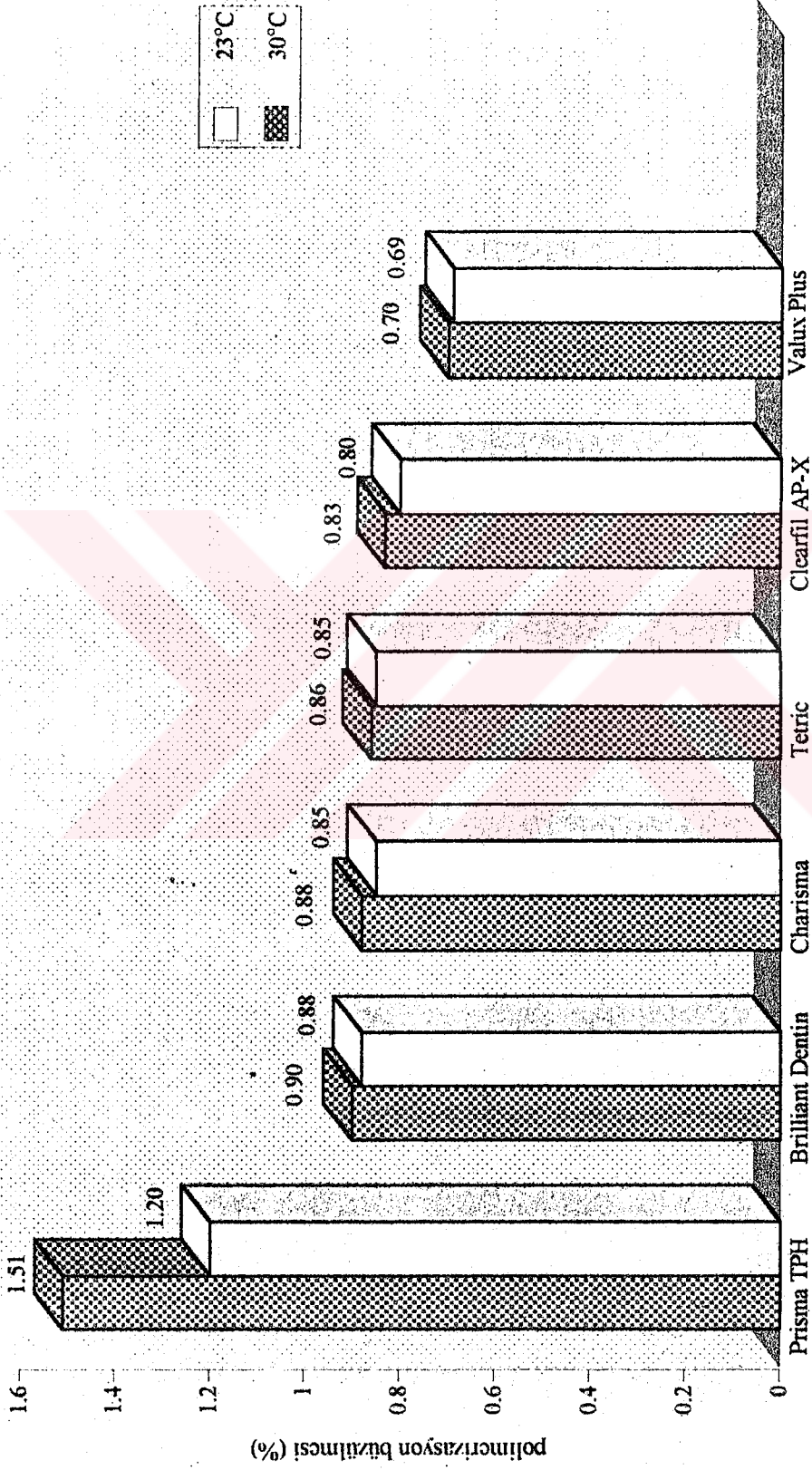
Grafik 5: Her iki sıcaklıkta Brilliant Dentin'e ait polimerizasyon kontraksiyon eğrisi.



Grafik 6: Her iki sıcaklıkta Clearfil AP-X'e ait polimerizasyon kontraksiyon eğrisi.



Grafik 7: Her iki sıcaklıkta Tetric'e ait polimerizasyon kontraksiyon eğrisi.



Grafik 8: Her iki sıcaklıkta tüm materyallere ait ortalama polimerizasyon kontraksiyon değerleri.

4 TARTIŞMA

4.1 Polimerizasyon Büzülmesini Ölçme Yöntemlerinin Değerlendirilmesi

Kompozit rezinlerin polimerizasyon kontraksiyonlarının saptanmasında, doğrusal (lineer) ve hacimsel (volumetrik) ölçme yöntemleri olmak üzere iki genel yaklaşım vardır. Hacimsel ölçme metotları, dilatometrik ve densitometrik yöntemleri içerir.

4.1.1 Lineer Ölçüm Yöntemlerinin Değerlendirilmesi

Polimerizasyon sırasında boyutsal değişikliğin doğrusal olarak ölçüldüğü 'deflecting disk' metodu ilk kez 1978'de Wilson tarafından dizayn edilmiş ve kullanılmıştır. Daha sonra 1982'de Bausch ve arkadaşları (8), bu düzeneği kompozitlerin jelleşme zamanını belirlemek ve rigid kontraksiyonlarını ölçmek amacıyla kullanmışlardır. Aynı düzenek Walls ve arkadaşları (96) ve Watts ve Cash (97, 98) tarafından polimerizasyon kontraksiyon ölçümlerinde kullanılmıştır. Yöntem, fleksibl çelik bir levhada, bu levhaya tutturulan kompozit örneğin büzülmesi sonucu oluşan boyutsal değişikliğin, bir 'transducer' aracılığıyla saptanmasına dayanır. Aynı araştırmacılar, dilatometrik yöntem ile hacimsel kontraksiyonun direkt olarak gözlenebilmesinin yanısıra bu yöntemin kullanımının ışıkla sertleşen rezinler için zor olduğunu ve sıcaklık kontrolünün $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ civarında sabit tutulması gerektiğini belirtmişlerdir. Sakaguchi ve

Douglas (76, 77, 79), polimerizasyon büzülmesinin ölçülmesinde boyutsal değişiklikleri elektriksel direnç değişikliklerine yansıtan 'strain gauge' metodunu geliştirmişler, kompozitlerin oluşturduğu stres ve strain değişimlerini ölçerek bzlmelerini saptamışlardır. Araştırıcılar, bu metodun kompozitlerin post-jelasyon fazındaki lineer değişimleri ölçtüğünü belirtmişler, nk jelleşme noktasına ulaşmadan önce kontraksiyon streslerinin materyalin akıcılığı ile kompanse edildiğini iddia etmişlerdir. Yine Sakaguchi ve arkadaşları (78,80), Bausch ve arkadaşlarının (8), rigid kontraksiyon olarak tanımladıkları bu kontraksiyonun asıl klinik olarak önemli olan kontraksiyon olduğunu belirtmişler bu nedenle sonuçlarının dilatometrik yöntemlerden daha düşük çıktığını savunmuşlardır. 1992'de Gökay'ın (33), strain gauge kullanarak ölçtüğü polimerizasyon büzülme değerleri toplam kontraksiyon olarak verilmiş rigid kontraksiyondan bahsedilmemiştir. Zira, ışıkla sertleşen rezinlerde materyalin jelleşme noktasına çok çabuk ulaştığı bilinmektedir. 1991'de de Gee ve arkadaşları (23) tarafından geliştirilen 'linometre' daha sonra Vnhoven ve arkadaşları (95) ile de Gee ve arkadaşları (24), tarafından kompozit ve doymamış rezinlerin polimerizasyon kontraksiyonunun ölçümünde kullanılmıştır. Linometre ile materyallerin  boyuttaki serbest kontraksiyonunun, örneğe değmeyen alıcı vasıtasıyla materyalin geometrisinden bağımsız olarak ölçüldüğü iddia edilmiştir. Adı geçen araştırıcılar gerçek hacimsel büzülmenin dilatometre ile ölçüldüğünü ne srmş, ancak yoğunluk şişesi ile son hacmin saptanması gerekliliği ve sıcaklık değişikliklerine son derece önem verilmesi zorunluluğunu sistemin dezavantajları arasında göstermişlerdir. Linometre ile yapılan ölçümlerin, dilatometre ile yapılanlardan farklı olmadığını yaptıkları çalışmalarda saptamışlardır.

Çeşitli araştırıcılar tarafından, polimerizasyon kontraksiyonunun rezinin her tarafında uniform bir şekilde olmadığı, aksine bazı bölgelerde lokalize olduğu, böylelikle polimerizasyon büzülmesini lineer olarak lmenin gerçekleri yansıtmadığı belirtilerek hacimsel olarak ölçüm yapmanın önemi üzerinde durulmuştur (8, 83). [Watts (99) tarafından da büzülmenin, vektörel bir kavram

olduğu ve sertleşme modelinin materyalin her tarafında aynı özelliği göstermediği bildirilmiştir]. Biz de kompozit materyali içindeki kontraksiyonun materyalin her tarafında aynı anda ve aynı miktarda meydana gelmediğini bu nedenle her boyuttaki büzülmenin birbiriyle benzer olamayacağı görüşünden hareketle polimerizasyon büzülmesini hacimsel olarak saptama yolunu seçtik.

4.1.2 Densitometrik Ölçüm Yöntemlerinin Değerlendirilmesi

Densitometrik yöntemde, polimerizasyon kontraksiyonunu hacimsel olarak saptamak için yoğunluk değişiminden yararlanılmıştır. 1987'de Patel ve arkadaşları (62), çeşitli metakrilatların polimerizasyon büzülmesini saptamak amacıyla monomer ve polimer yoğunluklarının yoğunluk şişesi ile hesaplanması suretiyle polimerizasyon büzülmesini saptamışlardır. 1992'de Puckett ve Smith (69), altı adet ışıkla sertleşen kompozit rezini sertleştirmeden ve sertleştirdikten sonra hem havada hem suda tartarak hesapladığı hacimlerden yoğunluklarını saptamış ve yoğunluk değişiminden büzülme miktarını hesaplamışlardır. 1988'de Hay ve Shortall (35), kimyasal olarak sertleşen kompozitlerdeki yoğunluk değişimini direkt olarak polimerizasyon boyunca kaydetme imkanını bulmuştur.

Gözlem süresinin kısa tutulabildiği bu yöntemlerde örneklerin su absorplaması, havada ve suda donmamış örneklerin kütle tartımları sırasında geçen zaman ile etkilendikleri ultraviyole ışığın polimerizasyon üzerinde etkisinin olacağı düşünüldüğünden hassas olmadığı gerekçesiyle bu yöntemler tercih edilmemiştir.

4.1.3 Dilatometrik Ölçüm Yöntemlerinin Değerlendirilmesi

1953 yılında Smith ve Schoonover (83), 30-50 milimetreküplük metil metakrilattan oluşan örneklerin $37 \pm 0.2^\circ\text{C}$ 'deki polimerizasyon büzülmesini dilatometrik yöntemle saptamışlardır. Bu çalışmada kullanılan, yaklaşık 0.7 mm çapındaki kapiller boruda ortaya çıkan cıva seviyesindeki değişim gözle okunmuştur. 'Cıva dilatometresi' ile polimerizasyon kontraksiyonunun

saptanması daha sonraki yıllarda çeşitli araştırmacılar tarafından kullanılmıştır (8, 22, 29, 63). 1981'de de Gee ve arkadaşları (22), yöntemin içerdiği düzenekte ışın tabancasının yerleştirilmesine olanak verecek şekilde değişiklik yaparak modifiye dilatometre adı altında bir cihaz geliştirmişlerdir. Bu cihazda, cıva polimetil metakrilattan yapılmış bir düzenek içinde bulunmaktadır. Böylelikle, ışıkla sertleşen kompozit dolguların polimerizasyon kontraksiyonunu ölçme olanağı bulunmuştur. Bausch ve arkadaşları da (8), bu cihazı kullanarak 150-250 mm³ hacmindeki kimyasal olarak sertleşen beş çeşit ve bir tane de ultraviyole ışık ile sertleşen kompoziti test etmiştir. Her iki çalışmada da cıvanın hacmindeki değişiklik bir transducer aracılığıyla elektriksel sinyallere dönüştürülerek kaydedilmiştir. 1986'da Penn (63), bu düzenegin hem sıcaklık değişimlerine karşı hem de plastik gövdenin stres değişimlerine karşı stabil olmadığını belirterek, U borusu şeklinde bir cam boru içine yerleştirilen kompozit örneğin polimerizasyonu sonucu cıvada oluşan hacimsel değişikliğin transformer aracılığıyla okunduğu bir deney düzeneği geliştirmiştir. Yaklaşık 100 mm³ hacminde, ışıkla sertleşen, kompozit örneklerin polimerizasyon kontraksiyonları saptanmıştır. Feilzer ve arkadaşları (29), cam tüpler içinde bulunan cıva içine yerleştirilen 26 adet hem kimyasal, hem de ışıkla sertleşen kompozit dolguların polimerizasyon kontraksiyonunu yine bir transducer aracılığıyla saptamışlardır.

Dilatometrik yöntemde yapılan bir modifikasyon da toksisitesi göz önüne alınarak cıva yerine suyun kullanılmasıdır. Yöntem, 'su dilatometresi' adı altında, çeşitli kompozitlerin hacimsel büzölmelerini ölçmek amacıyla 1983'de Goldman (32), 1986'da Soltesz ve arkadaşları (85), 1988'de Hay ve Shortall (35), 1989'da Rees ve Jacobsen (71), 1991'de Yücel ve Benderli (103) ve 1994'de Suliman ve arkadaşları (88) tarafından kullanılmıştır. Düzenek, 25 cm³'lük bir yoğunluk şişesine tutturulmuş, ortalama 200 mm uzunluğundaki dereceli bir kapiller borudan ibarettir. Yoğunluk şişesi içine atılan kompozit örneğin hacminde olan azalma, kapiller borudaki su seviyesinde düşme olarak izlenmekte ve seviyedeki değişiklik hacimsel değişime çevrilmektedir. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin su dilatometresi ile polimerizasyon kontraksiyonlarının ölçülmesinde çeşitli

yöntemler izlenmiştir. İlk olarak Goldman (32), su dilatometresinde ışıkla sertleşen kompozitleri test etmiş, yoğunluk şişesi içindeki materyali su banyosundan çıkardıktan sonra şişenin dışından 40 saniye boyunca ışınlamış daha sonra banyoya yerleştirmiştir. Sonuçta araştırmacı, yoğunluk şişesinden geçen ışığın yoğunluğunda herhangi bir azalma olmadığına dikkat çekmiştir. Işıkla sertleşen rezinleri 1989'da test eden Rees ve Jacobsen (71), kompozit örnekleri su banyosunun da dışından ışınlamış, ışık şiddetindeki azalmayı, üretici firmanın önerdiği ışınlama süresini dört katına (160 s) çıkarmak suretiyle kompanse ettiklerini, optimum konversiyonun bu sürede sağlandığını belirtmişlerdir. 1993'de Lai ve Johnson (43), ışıkla sertleşen üç adet posterior kompozitin polimerizasyon büzülmesini su dilatometresi ile saptamışlar, su dilatometresi ile yapılan çalışmalarda test süresi boyunca (yaklaşık bir saat) kompozit örneklerde su absorpsiyonunun oluşmadığını, deneyden önce ve sonra yapılan ağırlık ölçümleriyle saptamışlardır. Yine araştırmalarda, kompozit örneklerin su alarak genişemesinin çok önemsiz miktarlarda olduğu belirtilmiş ve büzülme miktarları üzerindeki etkisinin önemsenmeyecek oranlarda olduğu saptanmıştır (32, 71, 88).

Ancak biz çalışmamızda, planladığımız test süresini bir saatten fazla tuttuğumuz için ve bu süre zarfında kompozit örneklerin su absorplama miktarının önemli olabileceğini düşündüğümüzden, su dilatometresi kullanmayı tercih etmedik. Ayrıca, ışıkla sertleşen rezinlerde ışık kaynağının oryantasyonu bu düzenek için bir problem oluşturduğundan ve kompozit rezinlerinde yeterli derecede sertleşme sağlanamadığından, gerçeğe uygun büzülme sonuçlarının alınamayacağı düşüncesiyle polimerizasyon kontraksiyonu ölçümünde cıva dilatometresi kullandık.

Kullandığımız yöntemde cıva seviyesindeki düşme değerleri 1.5 mm'lik aralıklar ile derecelendirilmiş kapiller boru aracılığıyla okunmuştur. Rees ve Jacobsen (71), 1 mm ile derecelendirilmiş kapiller tüp içeren su dilatometresi ile yaptıkları çalışmalarında, okumanın gözle çok rahat bir şekilde yapıldığını ve diğer yöntemlerde kullanılan pahalı elektronik monitör sistemlerin gerekli olmadığını belirtmişlerdir. Genellikle çalışmalarda kullanılan kapiller tüplerin

çapları 0.35, 0.5, 0.7 ve 1 mm arasında değişmektedir (35, 43, 71, 83, 103). Çalışmamızda kullandığımız 0.3 mm çapındaki kapiller tüpün bu kadar ince seçilmesinin nedeni kompozit örnekte ortaya çıkabilecek çok küçük hacim değişimlerini bile tespit edebilmektedir. Örneğin ; 1 mm çapındaki boruda 0.1 mm³'lük hacim değişimi 0.1 bölme düşmeye neden olurken, kullandığımız 0.3 mm çapındaki boruda, aynı miktardaki hacim değişimi, 0.8 bölme düşmeye yol açarak gözlemleri hassaslaştırmakta ve kolaylaştırmaktadır. Bunlara ilaveten, borunun ince ve içinde hareket eden cıvanın gözle rahatlıkla görülebilir özellikte olması gözlemlerin daha rahat yapılabilmesi sonucunu doğurur.

4.2 Örnek Hacimlerinin Değerlendirilmesi

Yapılan dilatometrik çalışmalarda test edilen materyallerin hacimlerinin yaklaşık 30 mm³ ile 500 mm³ arasında değiştiğini saptadık. Suliman (88), örneklerinin hacimlerini 160 mm³ almış ve bu hacmin bir üst çene küçük azı dışında açılmış geniş bir kavite kadar olduğunu belirtmiştir. Watts ve Cash (97, 98), kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerini ölçtükleri çalışmalarında, test metodunun dizaynı ile sonuçlar arasındaki ilişkinin kaçınılmaz olduğunu vurgulamışlardır. Araştırmacılar büyük miktarlarda alınan materyallerde, polimerizasyonun daha yavaş gerçekleşeceğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda alınan kompozit örneklerin hacimleri 41.31 mm³ ile 146.32 mm³ arasındadır. Hacimlerin küçük tutulmasının amacı mümkün olduğunca hassas bir ölçümün ve testin kliniğe uygun olarak gerçekleştirilmek istenmesidir.

4.3. Işınlama Süresinin Değerlendirilmesi

Walls ve arkadaşları (96), çeşitli polimerizasyon derecesi testlerinden ve üretici firmaların iddialarından çıkan sonuca göre 1.5 mm kalınlığındaki her kompozit materyalinin görünür ışık kaynağı ile 30 saniye ışınlanması sonucunda tamamen polimerize olacağını belirtmiştir. Watts (99), en az 2-3 mm kalınlığındaki materyalin 20-30 saniye ışınlama ile polimerize olabileceğini daha

kalın materyallerde (örneğin 4 mm) ışınlama süresinin 40 saniyeyi aşması suretiyle polimerizasyonun gerçekleşebileceğini belirtmiş, etkili bir polimerizasyon için ise ışık şiddetinin 500 W/m^2 dolaylarında olması gerektiğini saptamıştır. Kaban (38), ışık şiddetinin kompozitlerin fiziksel özelliklerine etkisini araştırdığı doktora çalışmasında, ışık şiddetinden çok ışınlama süresinin konversiyon üzerinde etkili olduğunu göstermiştir.

Cıva dilatometresi ile yapılan çalışmalarda ışıkla sertleşen rezinler için görünür ışık kaynağı ile ışınlama süresi 60 saniye alınmıştır (22, 29, 63). Su dilatometresi ile yapılan çalışmalarda Goldman (32), yoğunluk şişesinin dışından dondurduğu $50\text{-}200 \text{ mm}^3$ hacmindeki örnekler için ışınlama süresini 40 saniye alırken, Suliman (88), aynı şekilde sertleştirdiği 160 mm^3 hacmindeki örnekleri 120 saniye ışınlamıştır. Rees ve Jacobsen (71), hem yoğunluk şişesi hem de su banyosu dışından dondurduğu $100\text{-}500 \text{ mm}^3$ hacmindeki örnekler için en az 120 saniye ışınlama süresi gerektiğini söylemiştir. Lai ve Johnson (43), örnek kalınlığını 3 mm, örnek ile ışık kaynağı arasındaki uzaklığı 2 mm olarak aldıkları çalışmalarında, optimum sertleşmenin 4 dakika sonucunda elde edildiğini saptamışlar fakat 4 dakikalık ışınlama süresinin sonunda oluşacak ısı artışının sonuçları etkilememesi için 2 dakikalık periodlar halinde ışınlama yapıldığını, periodlar arasında 2 dakikalık bir soğuma süresi bırakıldığını belirtmişlerdir.

Üretici firmaların önerilerinde, çalışmamızda kullandığımız renk ve 2-2.5 mm'lik kalınlık için 30-40 saniye ışınlama süresinin yeterli olacağı belirtilmektedir. Biz de çalışmamızda maksimum 2.5 mm kalınlığındaki örnekleri 500 W/m^2 şiddetindeki ışın tabancası ile 60 saniye ışınladık. Işınlama süresinin fazla alınmasının kliniğe uygun olmayacağı kanısındayız. Kaldı ki çalışmamızda 60 saniyelik ışınlama süresi sonucunda oluşan ısı artışının cıvada yarattığı genişleme miktarı ortalama 0.06 mm^3 'tür. Kontrol deneyleri ile saptadığımız bu miktar, deney gruplarında elde ettiğimiz kontraksiyon değerlerine ilave edilmiştir.

Sakaguchi ve arkadaşları (80) artan ışınlama süresi sonunda dişe uygulanan toplam enerjinin arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca ışık kaynağından

yayılan ısı enerjisinin, pulpaya zarar verme potansiyeline sahip olduğu vurgulanmıştır. Adı geçen araştırmacılar, strain gauge ile yaptıkları polimerizasyon kontraksiyonu çalışmalarında ışık kaynağı ile kompozit arasındaki mesafenin öneminden bahsetmişler, 2 mm'den sonra ışık şiddetinin azalmaya başladığını, 4 mm'de %25 azalma gösterdiğini, 6 mm'de maksimum ışık şiddetinin ancak %59'unu sağladığını saptamışlardır.

Çalışmamızda cam kapak üzerinden dondurulan kompozit örnek ile cam kapak üzerine dayanan ışın tabancası arasındaki uzaklık 1 mm'dir.

4.4 Test Süresinin Değerlendirilmesi

Dilatometrik yöntemde sıcaklığın deney süresinde sabit tutulması gerekliliği vardır. Çünkü sıcaklık değişimi sonucu kapiller borudaki sıvı seviyesinde ortaya çıkabilecek farklılıklar sonuçlar üzerinde etkili olur. Bu nedenle çalışmamızda su banyosunun sıcaklığı $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ gibi önemsenmeyecek bir seviyede sabit tutulmuş ve çevre ısısı da test sıcaklığı ile aynı düzeye getirilerek sıcaklık değişiminin test sonuçları üzerindeki olumsuz etkisi hemen hemen ortadan kaldırılmıştır. Kontrol deneylerinin sonucunda da sıcaklıkta değişim olmadığı sürece cıva seviyesinin sabit kaldığının saptanması ve hem 23°C hem de 30°C 'de iki saat boyunca sıcaklıkta ve seviyede hiçbir değişikliğin olmadığı gözlenmesi üzerine deney süreleri her iki sıcaklık için ikişer saat olarak belirlenmiştir.

Smith ve Schoonover (83), 24 saat boyunca polimerizasyon büzülmesini ölçtükleri akrilik rezinlerde ilk 30 dakikadan sonra kontraksiyon gözlemediklerini belirtmişlerdir. Aynı çalışma içine dahil edilen silikat simanın 24 saat boyunca büzülmeye devam ettiği fakat akrilik rezinlerin, 4 kat daha fazla büzülme gösterdiği çalışmanın sonuçları arasındadır.

Feilzer ve arkadaşları (29), cıva dilatometresi ile 7 kimyasal, 19 ışıkla sertleşen; 2 tane de camiyonomer simanın büzülmelerini 24 saat boyunca ölçtükleri çalışmalarında büzülmenin devam ettiğini belirtmişlerdir. Polimerizasyon şekline bakmaksızın büzülmenin %65-75'inin ilk 10 dakikada

oluşturduğunu saptamışlar, kompozit rezinlerdeki büzülme oranının, camiyonomer simanlardan yüksek olduğuna dikkat çekmişlerdir.

Bausch ve arkadaşları (8), test süresini 10 saat olarak aldıkları çalışmalarında 5 adet kimyasal, 1 adet ultraviyole ışıkla sertleşen kompozitin polimerizasyon büzülmelerini ve rijid kontraksiyonlarını ölçmüşlerdir. Kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde büzülmenin %90'ının, Clearfil hariç, ilk 1 saatte tamamlandığını saptamışlardır. Kimyasal olarak sertleşen Clearfil'in ilk 15 dakikadan sonra büzülme göstermediğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, ışıkla sertleşen materyallerin ilk birkaç dakika içinde polimerize olduğunu belirtmişlerdir.

Su dilatometresi ile yapılan çalışmaların çoğunda ve cıva dilatometresi ile yapılan bir çalışmada deney süresi 1 saat olarak alınmıştır (32, 35, 63, 71, 85, 88). Rees ve Jacobsen (71) ile Lai ve Johnson (43), su dilatometresini geliştiren Bandyopadhyay'nin, kompozit rezinlerin büzülmelerinin en büyük kısmının ilk 5 dakikada gözlemlendiğini ve yaklaşık 30 dakika sonra sabitlendiğini kimyasal olarak sertleşen rezinleri kullandığı çalışmasında gösterdiğini belirtmektedirler. Goldman (32), ışıkla sertleşen kompozitlerle de yaptığı çalışmasında büzülmenin 30-35 dakika sonra tamamlandığını belirtmiştir, Lai ve Johnson (43) ışıkla sertleşen rezinler için ilk 5 dakikada büzülmenin çok hızlı olduğunu, genellikle 45 dakikada ise tamamlandığını saptamıştır, Soltesz (85), Hay ve Shortall (35) ise kimyasal sertleşen kompozitler ile ilgili olarak %75-90'ının ilk 20-30 dakikada tamamlandığını belirtmiştir.

Sakaguchi ve arkadaşları (78, 79), 1 ve 14 dakika süre sonunda ölçümleri kayıt etmişler ve en fazla boyutsal değişimi 1 dakika içinde gözlemişlerdir. Gökay'ın (33) strain gauge ile yaptığı çalışmasında en fazla büzülme değerleri 30-90 saniye arasında gözlenmiş, 3 dakikadan sonra büzülme tamamen durmuştur.

Test süresini 2 saat olarak belirlediğimiz çalışmamızda, her iki sıcaklıkta da ilk bir dakikada kontraksiyonun çok hızlı olduğu görülmüştür (Grafik 2-7). İlk 1 dakikada kontraksiyonun %66-95'lik kısmının tamamlandığı, %90'ının ise

23°C'de ilk 10, 30°C'de ise ilk 6 dakikada tamamlandığı saptanmıştır (Tablo 6). Bu sonuçlar, büzülmenin büyük kısmının 1-5 dakikada sona erdiğini belirten araştırmacıların bulguları ile uyumludur (78, 79, 33, 43). 24. dakikadan sonra büzülmenin gözlenmediği çalışmamız, 20-45 dakikadan sonra büzülme gözlemeyen araştırmacıların sonuçları ile paralellik göstermektedir (32, 33, 35, 43, 83, 85).

Işıkla sertleşen kompozitlerde ışılamanın kesilmesinden (çalışmamızda 60 saniyeden sonra) sonra da polimerizasyon, buna bağlı olarak kontraksiyon devam etmektedir. Çünkü ışıkla aktivasyon sonucu polimerizasyonu başlatıcı serbest radikaller oluşturulmakta, ışığın kesilmesinden sonra serbest radikallerin monomerleri aktifleyerek polimer zincirlerini oluşturması devam etmektedir. İlk dakikalarda monomerlerin polimerlere dönüşümü ve kontraksiyonun çok büyük bir kısmı tamamlanmaktadır. Ancak, polimer molekülleri oluştuğunda serbest radikallerin aktiflenmemiş monomerlerle, üstelik bizim çalıştığımız jelleşmenin çok hızlı olduğu sistemlerde, karşılaşması oldukça zor ve tesadüfi olduğundan, bu monomerlerin polimerlere dönüşümünü kontraksiyon olarak gözlemlemedik. Çalışmamız, Feilzer ve arkadaşlarının (29), 24 saat boyunca büzülmenin devam ettiğini söylediği çalışma ile uyumlu değildir. Bu noktada, dilatometrik teknik kullanılırken tüm düzeneğin ve test odasının sıcaklığının eşit ve sabit tutulmasının önemi daha çok ortaya çıkmaktadır.

4.5 Test Sıcaklığının Değerlendirilmesi

Dilatometre ile polimerizasyon kontraksiyonunun ölçüldüğü çalışmalar incelendiğinde testin yapıldığı üç değişik sıcaklığa rastlamaktayız. Bunlar oda sıcaklığı olarak alınan 20-25°C, 30°C ve civarı (29°C, 32.5°C) ile 37°C dir.

Bausch (8), laboratuvar testlerinin 37°C den çok 30°C de yapılmasının klinik olarak daha uygun olacağı üzerinde durmuş, kompozit maddelerin kontraksiyonlarını hem 30°C hem 37°C de test etmiştir. 37°C'deki kontraksiyon miktarlarını 30°C'deki değerlerden daha fazla bulan araştırmacı, sıcaklığın inisiyator

mekanizmasının aktivitesi üzerinde etkili olduğunu belirtmiştir. Test sıcaklığının yükseldikçe, toplam volumetrik kontraksiyonun, artan polimerizasyon derecesine ve azalan çalışma zamanına bağlı olarak artma gösterdiğini ve test sıcaklığının sonuçlar üzerinde etkili bir faktör olduğunu söylemiştir. Lai ve Johnson (43) ile Rees ve Jacobsen'e göre (71); Bandyopadhyay, kontraksiyonu hem 25°C hem 37°C'de ölçtüğü çalışmasında iki sıcaklıktaki değerlerin birbirinden çok az farklı olduğunu belirtmiştir. Bununla birlikte araştırmacı 37°C'de materyallerin daha hızlı polimerize olduğunu saptamıştır (43, 71).

Çalışmamızda iki farklı sıcaklık kullanmamızın nedeni testin yapıldığı sıcaklığın polimerizasyon büzülmesi sonuçlarının üzerinde etkisinin olup olmadığının araştırılmasıdır. Dolgunun yapımı ve polimerizasyonu sırasında ağız içi sıcaklığının 37°C'nin altına düştüğünü varsayarak, 15 hastanın ağız içi sıcaklığını dijital termometre (Technoterm 9500, Almanya) ile ölçtük. Elde edilen değerlerin 27-32°C arasında değiştiğini, ortalama değerin ise $29.7 \pm 1.5^\circ\text{C}$ olduğunu saptadık. Bu nedenle çalışmamızda, normal şartlar altında oda sıcaklığı olarak kabul edilen 23°C'nin yanısıra, 30°C'yi de test sıcaklığı olarak seçtik.

Biz de çalışmamızda 30°C'de test edilen örneklerin, 23°C de test edilenlerden daha kısa sürede polimerize olduğunu gözlemledik (Grafik 2-7). Ancak, 30°C ile 23°C'deki kontraksiyon miktarları arasındaki ortaya çıkan fark, TPH kompozit materyali hariç istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Grafik 8, Tablo 3). Bulgularımız araştırmacıların bulgularını desteklemektedir (8, 43, 71).

4.6 Polimerizasyon Büzülmesi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Polimerizasyon büzülmesi miktarını belirleyen üç temel faktör vardır:

- Polimerizasyon (konversiyon) derecesi
- Reaksiyona giren monomer miktarı
- Reaksiyona giren monomer tipi

Polimerizasyon kontraksiyonu, konversiyonun azalmasına bağlı olarak azalır (78, 95, 96). Fakat düşük polimerizasyon büzülmesi, her zaman düşük

konversiyon derecesi ile açıklanamaz (32). Polimerizasyon derecesine etkili olan her faktör, polimerizasyon büzülme miktarına da etki edeceğinden polimerizasyonu etkileyecek ışık ve renk faktörleri çalışmamızda sabit tutulmuş, materyaller polimerizasyon büzülmeleri açısından değerlendirilmiştir.

Kompozit sistemlerde kullanılan filler partiküllerinin tipi, büyüklüğü ve miktarı büzülme oranını belirleyen faktörler arasındadır (29). İlk çıkan kompozit materyallerinin içerdiği makrofil partiküller, aşınmaya direncin artırılması için daha küçük partiküllere dönüştürülmüş, daha sonra klinik özelliklerin artırılması amacıyla daha iyi polisaj yapılabilen mikrofil partiküller geliştirilmiştir. Mikrofil partiküllerin yüzey alanlarının büyüklüğü konvansiyonel partiküllerden fazla olduğundan, viskozitenin artmaması için filler içeriği düşürülmek zorunda kalmıştır. Bu problemin üstesinden prepolimerize partiküllerin geliştirilmesi ile gelinmiştir ve bu yolla filler içeriği biraz daha arttırılmış mikrofil kompozitler piyasaya sürülmüştür (48).

Filler partiküllerinin yüksek oranda katılması polimerizasyon büzülmesini azaltır (9, 99). Yüksek oranda filler içeren makrofil kompozitler daha az polimerizasyon büzülmesi, düşük oranda filler içeren mikrofil kompozitler ise daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterirler (65). Kullanılan fillerin inorganik yapıda olmak zorunda olmadığı, prepolimerize rezinlerde, organik fillerin de reaksiyona giren monomer miktarını azalttığı belirtilmiş ve prepolimerizasyonun kontraksiyona etkisi çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (71, 85). Soltesz (85), kimyasal olarak sertleşen kompozitlerin polimerizasyon büzülmesine bağlı boyutsal değişikliğini su dilatometresinde ölçtüğü çalışmasında hacimsel polimerizasyon büzülmesi değerlerini %2.5 ile 4 arasında olduğunu bulmuştur. En fazla büzülmenin mikrofil kompozitlerde ortaya çıktığını, bunu hibrit ve konvansiyonel kompozitlerin izlediğini belirtmiş ve çalışmasında denediği bir prepolimerize mikrofil kompozitin bu sıralamanın dışında kaldığını ve hibrit kompozitten daha az büzülme gösterdiğini saptamıştır. Su dilatometresi ile çalışan Rees ve Jacobsen (71), polimerizasyon büzülmesini etkileyen ek bir faktörün de prepolimerizasyon olduğunu belirtmişler, düşük filler

içerikli olsa da prepolimerizasyonun polimerizasyon büzülmesini azalttığını göstermişlerdir. Kompozit sistem içerisindeki filler miktarının artmasıyla birlikte reaksiyona giren monomer miktarının azalması polimerizasyon büzülmesini azaltır (32, 43, 103). Çünkü büzülme, organik matris miktarı ile doğrudan ilişkilidir (19). Konvansiyonel kompozitlerin çoğu ağırlıkça %70-80 oranında filler içerir. Mikrofil tip kompozitlerde filler içeriği ağırlıkça %50 civarındadır. Hibrit tiplerde ise bu oran %60-80 arasında değişmektedir (37). Skinner ve Phillips (65), polimerizasyon büzülme miktarının ADA spesifikasyon No:27'ye göre konvansiyonel kompozitlerde 1.4, mikrofil kompozitlerde 1.7 dolayında olması gerektiğini belirtmişlerdir Anderson (1), kompozit rezinlerin yaklaşık %0.7'lik ($\%1.5\pm0.5$) bir hacimsel büzülmeye sahip olduğunu belirtmiştir.

Kompozit restoratif materyallerin boyutsal değişikliğinin saptanmasına ait çalışmalarda belirlenen polimerizasyon büzülmesi değerleri, %0.2 ila 7.1 arasında değişmektedir (Tablo 7). Hacimsel büzülme miktarı konvansiyonel kompozitler için %1.7-5.9, mikrofil kompozitler için %1.7-7.1 ve hibrit kompozitler için %0.2-4.8 olarak bildirilmiştir (8, 22, 24, 29, 32, 33, 35, 43, 63, 69, 71, 76, 77, 78, 80, 85, 88, 96, 97, 98, 103). Yüksek filler içerikli kompozit rezinlerde filler içeriği %85 civarındadır (37). Buna bağlı olarak son geliştirilen yüksek oranda filler içeren hibrit, semihibrit kompozitlerin düşük oranda polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları beklenir (33, 56). Literatürlerde de polimerizasyon büzülmesine ait değerlerin en düşüğü (%0.2-3.2), posterior restorasyonlar için önerilen yüksek filler içerikli rezinlerde görülmektedir (24, 43, 69, 71, 77, 78, 88, 96, 97, 98).

Literatürde polimerizasyon büzülmesine ait en düşük değerleri, Sakaguchi ve arkadaşlarının (76, 77, 78, 79, 80) çalışmaları oluşturmaktadır. Araştırmacılar, strain gauge yöntemi ile polimerizasyon büzülmesini ölçtükleri yüksek filler içerikli bir kompozit olan P-50 ye ait örneklerin ortalama değerlerini %0.2-0.5 bulmuşlar ve strain gauge ile buldukları sonuçların post-jelasyona ait değerler olduğunu bu nedenle sonuçlarının literatürdeki değerlerden daha düşük bulunduğunu belirtmişlerdir. Literatürde posterior kompozitlere ait

Tablo 7: Kompozit materyallerin polimerizasyon bzlmelerine ait literatürde verilen değerler.

LİTERATÜR	YÖNTEM	SICAKLIK (°C)	MATERYAL	BÜZÜLME MİKTARI (%)
Smith ve Schoonover (1953)	cıva dilatometresi	37±0.2	akrilik rezinler	6 - 8
de Gee ve ark. (1981)	cıva dilatometresi	29	kimyasal (konv.) ışıkla	2.55 2.03 - 2.67
Bausch ve ark. (1982)	cıva dilatometresi	30 ±1 ve 37±1	kimyasal (konv.) kimyasal (mikr.) ışıkla (mikr.)	3.2 - 4.4 ve 4.5 - 5.9 4 - 5.3 ve 4.3 - 5.8 3 ve 5.1 - 5.8
Penn (1986)	cıva dilatometresi	32.5±0.01	ışıkla (intermed.) ışıkla (mikr.)	3.49 - 3.77 4.31
Feilzer ve ark. (1988)	cıva dilatometresi	23±0.1	kimyasal (konv.) kimyasal (mikr.) kimyasal (hibr.) ışıkla (konv.) ışıkla (mikr.) ışıkla (hibr.)	3.4 - 4.8 2.9 3.1 - 4.8 2.6 - 4.4 2.8 - 7.1 3.2 - 3.9
Bandyopadhyay (1982)	su dilatometresi	25 ve 37	kimyasal	2.59 - 3.63
Goldman (1983)	su dilatometresi	25±0.1	kimyasal (tozlikid) kimyasal (past.past.) ışıkla (intermed.) ışıkla (mikr.)	2.52 - 5.68 1.90 - 5.17 1.67 - 2.38 1.67 - 2.58
Soltesz ve ark. (1986)	su dilatometresi	23±0.1	kimyasal (konv.) kimyasal (mikr.) kimyasal (prep.mikr.) kimyasal (hibr.)	2.5 - 4
Hay ve Shortall (1988)	su dilatometresi	23±0.1	kimyasal (konv.) kimyasal (mikr.)	2.2 2.4 - 4
Rees ve Jacobsen (1989)	su dilatometresi	25±0.5	kimyasal (konv.) kimyasal (mikr.) ışıkla (ant.) ışıkla (post.)	1.18 - 1.97 1.10 - 1.28 2.04 - 2.24 0.90 - 1.32
Yücel ve Benderli (1991)	su dilatometresi	25±1	kimyasal (konv.) kimyasal (mikr.) kimyasal (hibr.)	2.60 2.12 2.31 - 2.74
Lai ve Johnson (1993)	su dilatometresi	21±0.04	ışıkla (hibrit,post.)	1.82 - 2.19
Suliman ve ark. (1994)	su dilatometresi	22	ışıkla (hibrit,post.)	2.6 - 3.2
Puckett ve Smith (1992)	densitometrik	23±0.5	ışıkla (hibrit,post.)	1.35 - 3.22
Sakaguchi ve ark. (1989,1990)	strain-gauge	-	ışıkla (mikr.) ışıkla (hibrit,post)	0.21 0.22-0.52
Gökay (1992)	strain-gauge	23	ışıkla	0.70 - 1.42
de Gee ve ark. (1993)	linometre	23±1	ışıkla (mikr.) ışıkla (intermed.) ışıkla (post)	2.06 2.95 1.55 - 2.61
Watts ve Cash (1991 a, b)	deflecting disk	37	ışıkla (post)	1.28 - 2.05
Walls ve ark. (1988)	deflecting disk	26±2	ışıkla (ant.) ışıkla (post.)	1.82 - 2.93 1.79 - 2.77

polimerizasyon bzlmesine ait değerlerin en yükseğini ise Suliman ve arkadaşlarının (88) su dilatometresi ile yaptıkları çalışma oluşturmaktadır. Araştırcılar, yüksek filler içerikli hibrit kompozit olan P-50'ye ait değeri %3.2 bulmuşlar, düşük filler içerikli Heliomolar Radiopoque'ın daha az buldukları sonucunu (%2.6) ise materyalin düşük polimerizasyon derecesine bağlamışlardır. Araştırcıların P-50'ye ait değerleri çalışmamızla uyumlu değildir ve bu madde ile çalışan diğer araştırcıların sonuçları ile de büyük bir fark göstermektedir (33, 43, 78).

Çalışmamızda test ettiğimiz kompozit materyalleri ağırlıkça filler içeriği %73-86 arasında değişen yüksek filler içerikli hibrit kompozitlerden seçilmiştir ve 30°C'de saptanan polimerizasyon büzülmesi sonuçları %0.70 ila 1.51 arasında değişmekte ve kullanılan yöntemlerdeki, kompozit materyallerinin türleri ve formüllerindeki, testin yapıldığı sıcaklıktaki ve gözlem sresindeki farklılıklar göz önüne alındığında çeşitli çalışmalarda saptanan değerlerin arasında yer almaktadır. Ayrıca bulgularımız, Skinner ve Phillips'in de (65) vurguladığı gibi ADA spesifikasyonunda saptanan sınırlar içindedir ve Anderson'un (1) belirttiği değerler ile de uyumludur. Sonuçlarımız, Gökay'ın (33), çeşitli kompozit materyallerinin polimerizasyon büzülmesini strain gauge yöntemi ile saptadığı %0.70-1.42 arasındaki değerlerine çok yakındır. Polimerizasyon büzülmesini incelediğimiz Prisma TPH, submikron hibrit sınıfından olup, filler oranı ağırlıkça %77, hacimce %57'dir. Prisma TPH'ın 23°C'de bulduğumuz polimerizasyon büzülme değeri %1.20, 30°C'deki değeri %1.51'dir. Gökay, aynı aileden olan Prisma APH'ın polimerizasyon büzülme değerini 23°C'de %1.28, su dilatometresi ile alışan Lai ve Johnson (43), %2.19 olarak bulmuştur. Prisma TPH, APH daki ortalama filler partikül büyüklüğü küçültülerek daha iyi polisaj yapılabilir hale getirilmiş ve APH dan daha iyi aşınma özelliğine sahip bir materyaldir (48). Bulgularımız, Gökay'ınkilerle uyumlu, Lai ve Johnson'ınkilerden düşüktür. Ancak, bu araştırcıların gerek Prisma APH gerekse P-50'ye ait gözlemledikleri polimerizasyon büzülmesi değerlerinin, hem Gökay'ın hem de Rees ve Jacobsen'in (71) değerlerinden yüksek olduğu

farkedilmektedir. Brilliant Dentin, ince partiküllü hibrit bir kompozit olup ağırlıkça %77 filler içeriğine sahiptir. Gökay, yaptığı çalışmasında %74'lük inorganik içeriğe sahip olan Brilliant Lux'ün polimerizasyon büzülme değerini %0.9 bulmuştur. Bizim bulduğumuz değer 23°C'de %0.88, 30°C'de %0.90'dır. Sonuçlarımız, araştırmacı ile benzerlik göstermektedir. Buna ilaveten bulgularımız, posterior kompozitler ile çalışan Rees ve Jacobsen'in (71), 0.35 mm'lik kapiller tüp içeren su dilatometresinde, ağırlıkça filler oranları %87 olan P-30 ve Occlusin'in polimerizasyon kontraksiyon değerlerini sırasıyla %0.90 ve %1.16, %62 filler içeren Heliomolar'a ait büzülme değerini ise %0.98 olarak buldukları çalışmaları ile büyük bir uyum göstermektedir. Adı geçen araştırmacılar, yaklaşık %1 civarında saptadıkları polimerizasyon büzülmesinin nedenini, yüksek filler içerikli posterior kompozit rezinlerin düşük polimerizasyon kontraksiyonuna sahip olmasına bağlamışlardır. Anterior dişlerde kullanılan hem kimyasal hem ışıkla sertleşen düşük filler içerikli kompozitlerde ise büzülme oranının %1.18 ile 2.24 arasında değiştiğini vurgulamışlardır. Araştırmacılar sadece ağırlıkça filler miktarının büzülme ile ilgili olmadığını, kullanılan monomer sistemin molekül ağırlığının da etkili bir faktör olduğunu belirtmişlerdir.

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen bir diğer faktör de reaksiyona giren monomerin tipidir, Reaktif monomerin büyüklüğü, büzülme miktarını etkileyen önemli bir faktördür. Sistemdeki küçük moleküllü monomerler daha çok büzülme gösterirler. Örneğin, küçük moleküllü metil metakrilat monomerinin polimerizasyon büzülmesi %21 iken, büyük moleküllü aromatik dimetakrilatların polimerizasyon büzülmeleri %8-9 civarındadır (25, 32, 43, 69, 71, 103). Akrilik rezinlerin polimerizasyon kontraksiyonunu dilatometre ile ölçen Smith ve Schoonover (83), %6 ile 8 arasında bulduğu oranı, rezinin üçte birinden yarıya kadar değişen miktarda olan kısmının metil metakrilat monomerinden oluşmasına bağlamıştır. Anderson (1), akrilik rezinlerin uygun bir restoratif materyal olmamasının %6-7 civarında olan polimerizasyon büzülmesinden kaynaklandığını belirtmiştir. Sonraki yıllarda kimyasal ve ışıkla sertleşen kompozit materyallerin polimerizasyon büzülmeleri geniş olarak araştırılmıştır.

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerin çeşitli yöntemlerle saptanan hacimsel polimerizasyon büzülmesine ait değerleri %1.1 ila 5.9 arasında değişmektedir (8, 22, 29, 32, 35, 71, 85, 103). Işıkla sertleşen kompozitlerde ise bu değer %0.2 ila 7.1 arasında verilmektedir (8, 22, 24, 29, 32, 33, 43, 63, 69, 71, 76, 77, 88, 96, 97, 98).

Goldman (32), çeşitli şekillerde sertleşen kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini hacimsel olarak araştırdığı çalışmasında kontraksiyon oranlarının %1.67 ile 5.68 arasında değiştiğini saptamıştır. Bu oranların en yüksekinin toz-likid sistemi içeren kimyasal sertleşenlere, en düşüğünün ışıkla sertleşen sistemlere ait olduğunu, pasta-pasta sisteminde olduğu gibi kimyasal yolla sertleşen kompozitlerin arada bir değer aldığını göstermiştir. Leinfelder (48) ve Goldman'ın (32) belirttiği gibi, kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde, baz ile katalizörün mekanik olarak karıştırılması sırasında materyale karışan hava veya oksijen, materyalin aşınmasını artırıp, polimerizasyon derecesini düşürdüğü gibi polimerizasyon büzülmesini de artırır. Çalışmamızda kullandığımız hibrit tip kompozitlerin tümü ışıkla sertleşen materyallerden seçilmiştir ve polimerizasyon büzülmesi sonuçları, literatürdeki hibrit sınıftan olup kimyasal yolla sertleşen materyallere ait değerlerden düşük bulunmuştur (29, 85, 103).

Molekül ağırlığı yüksek olan monomerler polimerizasyon büzülmesini azaltırlar. Molekül ağırlığı daha az olan etilen glikol dimetakrilat (M.A. 198) veya trietilen glikol dimetakrilat (M.A. 286), gibi monomerler molekül ağırlığı yüksek (M.A. 512) BIS-GMA monomerlerine veya üretan dimetakrilata göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterirler (32). Günümüzdeki kompozit materyalleri, genellikle BIS-GMA ve diluent monomer olarak TEGDMA içermektedirler. Bu nedenle farklı kompozit materyallerindeki farklı polimerizasyon büzülmesi, kompozit formülündeki değişiklikten örneğin, monomer konsantrasyonundan ya da filler içeriğindeki farklılıktan kaynaklanabilir. Rees ve Jacobsen (71), büzülme miktarının belirlenmesinde sadece filler içeriğinin değil, kullanılan monomerlerin de etkili olduğunu belirtmiştir. Walls ve arkadaşları (96), yüksek filler içerikli sistemlerde artan

konsantrasyonun diluent monomer miktarının artırılması ile kompanse edildiğini ancak, düşük monomer ağırlıklı diluent monomerlerin daha fazla büzülerek sistemin nihai kontraksiyon miktarını değiştirmeyeceğini belirtmişlerdir. Venhoven (95), kontraksiyonun artan diluent monomer miktarı ile birlikte arttığını saptamıştır.

Çalışmamızda kullandığımız Valux Plus ağırlıkça %84.5, hacimce %71 oranında filler içeriğine sahip universal bir kompozittir ve ölçtüğümüz materyaller içerisinde en düşük polimerizasyon büzülmesi değerine sahiptir (0.70) (Tablo 8). Bu maddeyi %0.83 büzülme miktarı ile, ağırlıkça %86, hacimce %70 oranında filler içeren Clearfil AP-X izlemektedir. Her iki kompozitin monomeri BIS-GMA, diluent monomeri ise TEGDMA'dan oluşmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi değeri %0.86 olan Tetric, ağırlıkça %82, hacimce %62 filler içeriği ile her iki materyale yakındır, monomer olarak, BIS-GMA, TEGDMA ve UDMA içermektedir. Her üç kompozitin gösterdiği büzülme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Çalışmamızda kullandığımız diğer materyaller, Prisma TPH, Charisma ve Brilliant Dentin'dir. Bu maddeler ağırlıkça ve hacimce benzer filler içeriğine sahiptir, bu oranlar sırasıyla %77, 57, %73, 60 ve %77, 58.5'dur. Charisma ve Brilliant Dentin ile filler içeriği daha yüksek olan Valux Plus, Clearfil AP-X ve Tetric arasında polimerizasyon büzülmesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanamazken, tüm bu maddeler ile Prisma TPH arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Charisma ile Brilliant Dentin, BIS-GMA ve TEGDMA içerirken, Prisma TPH üretan ile modifiye edilmiş BIS-GMA içermektedir. Materyallerin yapılarını ve içerdikleri monomer miktarlarını tam bilmemekle birlikte bu farkın monomer konsantrasyonundan ileri geldiği düşünülebilir. Ürünlerin prospektüslerinden edindiğimiz bilgilere göre 0.15 g BIS-GMA ve 0.07 g TEGDMA içeren Charisma ile, 0.08 g BIS-GMA ve 0.05 g TEGDMA içeren Brilliant Dentin'in diluent monomer miktarının Prisma TPH'dan daha az olduğu tahmin edilebilir.

Tablo 8: Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerin filler içerikleri ve polimerizasyon büzülme yüzdeleri.

Materyal	Filler İçeriği (%)	Polimerizasyon Büzülmesi (%)
Valux Plus	ağırlıkça 84.5 hacimce 71	0.70
Clearfil AP-X	ağırlıkça 86 hacimce 70	0.83
Tetric	ağırlıkça 82 hacimce 62	0.86
Charisma	ağırlıkça 73 hacimce 60	0.88
Brilliant Dentin	ağırlıkça 77 hacimce 58.5	0.90
Prisma TPH	ağırlıkça 77 hacimce 57	1.51

Akrilik rezinlerde %7 civarında olan polimerizasyon büzülmesi, üretim tekniklerinde yapılan gelişmeler sonucu partikül boyutlarının küçültülmesi ve filler oranlarının artırılması ve dolayısıyla monomer miktarının azaltılması sonucunda en son geliştirilen kompozit rezinlerde %1 civarına kadar düşürülebilmiş ve piyasadaki bu tür kompozit materyalleri arasındaki üretici firma farklılığının minimum sınırlarda kaldığı görülmüştür. Sonuçta varolan polimerizasyon büzülmesini elimine etmek veya en aza indirmek amacıyla önerilen katlı yerleştirme teknikleri ve inley teknikleri diş hekimleri tarafından kullanılmalıdır. Polimerizasyon sırasında kontrakte olmayan hatta genişleyen monomerlerin rezin sistemlerde kullanılmasının birçok problemi çözeceği açıktır. bu konuda daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

5 SONUÇ

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

- Geliştirilen bu dilatometre ile, kompozit materyallerin polimerizasyon büzölmelerinin zamana bağlı değişimini hacimsel olarak saptamak mümkün olmuştur. Alınan örneklerin miktarına, hacmine ve şekline bağlı olmadan üç boyutta saptanabilen polimerizasyon büzölmesi sadece kompozit materyaller değil, tüm metalik olmayan restoratif materyaller için test edilebilir. Yöntemin başarılı bir şekilde uygulanmasında sıcaklığın test boyunca sabit tutulması gerekliliği vardır.

- Bu çalışma koşulları altında 23°C ve 30°C'de en yüksek polimerizasyon büzölmesi değerini Prisma TPH'da (%1.20, %1.51), en düşük değeri Valux Plus'da (%0.69, %0.70) gözlemledik. Test edilen diğer materyaller, bu iki değer arasında yer almaktadır (Brilliant Dentin- %0.88, %0.90, Charisma- %0.85, %0.88, Tetric- %0.85, %0.86, Clearfil AP-X- %0.80, %0.83).

- Yaptığımız tespitlere göre, kompozit materyallerin özelliklerinin in vitro şartlar altında test edilmesinde, ortam sıcaklığının 30°C (±1) olmasının gerekli olacağı düşüncesindeyiz.

- İyi bir marjinal bütünlük ve kontraksiyon stresinin en az düzeyde oluşması, düşük polimerizasyon büzölmesine sahip bir materyalin seçilmesi ile mümkün olabilmektedir. Dolayısıyla en küçük polimerizasyon büzölmesine sahip bir kompozitin tercih edilmesi klinik performansı olumlu yönde etkileyecektir.

6 ÖZET

Diş rengindeki restoratif materyallerin en gelişmiş örneği olan kompozit rezinler günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kompozit rezinler, polimerizasyonları sırasında, monomer üniteleri arasında kısa kovalent bağların oluşması sonucu kontraksiyona uğrarlar. Büzülme, hem rezinin kendisinde hem de restore edilen dişte streslerin ortaya çıkmasına neden olur. Stresler ; dişlerde postoperatif ağrılara, mikrosızıntı ve dolayısı ile sekonder çürükle sonuçlanabilecek klinik problemlerin oluşmasına sebep olabilir. Bunlara ilaveten, bu streslerin, dişlerde kırık oluşumuna dahi neden olabileceğine değinilmektedir.

Bu çalışmada ; piyasada mevcut altı adet, ışıkla sertleşen, universal, hibrit kompozit dolgu materyalinin polimerizasyon büzülmesine bağlı hacimsel değişimleri ve sıcaklığın polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisi araştırılmıştır.

Polimerizasyon büzülmesinin belirlenmesi, tarafımızca dizayn edilen civa dilatometresi ile gerçekleştirilmiştir. Aynı renkteki her bir materyalden 2-2.5 mm kalınlığında hazırlanan 5'er örnekte ölçümler yapılmıştır. 60 s ışınlama süresinin sonundaki kontraksiyon, $23 \pm 0.2^{\circ}\text{C}$ ve $30 \pm 0.2^{\circ}\text{C}$ 'de, 2 saatlik zaman periodunda kaydedilmiştir.

Polimerizasyon kontraksiyon ölçümlerinin sonucuna göre kompozitlere ait 23°C ve 30°C 'deki büzülme değerleri sırasıyla; Prisma TPH için %1.20-1.51, Valux

Plus için %0.69-0.70, Charisma için %0.85-0.88, Brilliant Dentin için %0.88-0.90, Clearfil AP-X için %0.80-0.83, Tetric için %0.85-0.86 bulunmuştur.

30°C'de yapılan deneylerde polimerizasyon b z lmesine ait sonuçların, 23°C'de elde edilen sonuçlardan daha yüksek olduğu saptanmıştır. Fakat bu fark, Prisma TPH dışındaki tüm materyallerde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Prisma TPH'ın 23°C ve 30°C'deki sonuçlarının ise birbirlerinden ve diğer materyallerden farklı olduğu tespit edilmiştir.

Polimerizasyon kontraksiyonunun her iki sıcaklıkta da ilk 60 saniyede çok hızlı olduğu, 24. dakikadan sonra ise sabit kaldığı, 30°C'deki polimerizasyon kontraksiyonunun 23°C'dekilere oranla daha kısa sürede tamamlandığı çalışmanın diğer sonuçları arasında yer almaktadır.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre, tüm metalik olmayan restoratif materyallerin, polimerizasyon büzülmesinin saptanmasında geliştirdiğimiz civa dilatometresi başarıyla kullanılabilir. Kompozit materyallerin özelliklerinin in vitro şartlar altında test edilmesinde, ortam sıcaklığının 30°C (± 1) olması ve bu sıcaklığın deney boyunca sabit tutulması ile gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilir.

Polimerizasyon büzülmesi, özellikle kompozit rezinlerde, restorasyonun klinik başarısını olumsuz yönde etkileyen fakt rlerden biri olduğundan d ş k polimerizasyon b z lmesine sahip materyaller hi  ş phesiz kullanımda tercih edilen olmalıdır.

7 SUMMARY

The composite resins, which are the most developed example of the tooth coloured materials, are currently used extensively. The setting of composite restorative materials is always accompanied by shrinkage due to the formation of short-range covalent bonds between the monomer units. This shrinkage causes stresses not only in tooth restored with composite resin but also within the composite resin itself. These stresses can cause clinical problems such as postoperative pain, microleakage and consequentially secondary caries. Furthermore, it has been reported that these stresses could cause fracture in the teeth.

In this study, volume changes of six commercially available visible light-activated hybrid composite materials according to the polymerization shrinkage and the effect of temperature on the polymerization shrinkage was investigated.

A modified mercury-filled dilatometer was used to measure the polymerization shrinkage. The measurements were performed on 5 samples taken from each material, similar in colour, with a thickness of 2-2.5 mm. The contraction of composite resins at the end of 60 s irradiation was registered continuously for a period of 2h at $23 \pm 0.2^\circ\text{C}$ and $30 \pm 0.2^\circ\text{C}$.

According to the results of polymerization contraction measurements at 23 ± 0.2 and $30 \pm 0.2^\circ\text{C}$, shrinkage values were %1.20-1.51 for Prisma TPH, %0.69-0.70 for Valux Plus, %0.85-0.88 for Charisma, %0.88-0.90 for Brilliant Dentin, %0.80-0.83 for Clearfil AP-X and %0.85-0.86 for Tetric, respectively.

The amount of the polymerization shrinkage obtained at 30°C is more than the amount at 23°C . However, these differences in all materials were not found statistically significant, except Prisma TPH. The statistical analysis indicated that the results of Prisma TPH obtained at 23°C and 30°C were significantly different each other and than other materials.

It was determined that the polymerization contraction was occurred rapidly in the first 60 seconds in both temperature and then was reached a plateau within approximately 24 minutes of the experiment, the contraction of the polymerization at 30°C completed in a short time period than 23°C .

Considering the results of this study, it may be concluded that the present mercury dilatometer can be used successively in determining the polymerization shrinkage of all kinds of non-metallic dental restorative materials. More realistic results could be obtained by testing of the properties of the composite materials under invitro conditions at $30^\circ\text{C} (\pm 1)$ and by maintaining a constant temperature .

Because of the polymerization shrinkage is an adverse factor for clinical success of a composite resin restoration, the dentists should prefer materials that have low shrinkage.

8 KAYNAKLAR

1. Anderson, J.N., "Filling materials, Polymeric filling materials", Applied dental materials- 5, Ed. Blackwell Scientific Publications, 1976, s. 387.
2. Applequist, E.A., Meiers, J.C., "Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls, and beta-quartz inserts on microleakage of Class V resin composite restorations", Quintessence Int., 27, 4, (1996) , 253-259.
3. Arima, T., Hamada, T., McCabe, J.F., "The effects of cross-linking agents on some properties of HEMA-based resins", J. Dent. Res., 74, 9, (1995) , 1597-1601.
4. Asmussen, E., "The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. I", Acta Odont. Scand., 32, (1974) , 161-171.
5. Asmussen, E., "The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. II", Acta Odont. Scand., 32, (1974) , 291-297.
6. Asmussen, E., "Composite restorative resins, Composition versus wall-to-wall polymerization contraction", Acta Odont. Scand., 33, (1975) , 337-344.
7. Asmussen, E., "NMR-analysis of monomers in restorative resins", Acta Odont. Scand., 33, (1975) , 129-134.

8. Bausch, J. R., de Lange, K., Davidson, C. L., Peters, A., de Gee, A. J., "Clinical significance of polymerization shrinkage of resins", *J. Prosthet. Dent.*, 48, 1, (1982), 59-67.
9. Bayne, S.C., Heymann, H.O., Swift, E.J., "Update on dental composite restorations", *J.A.D.A.*, 125, (1994), 687-701.
10. Baysal, B., "Başlangıç", "Basamaklı polimerizasyon reaksiyonu", "Radikal zincir (katılma) polimerizasyonu", *Polimer kimyası*, Cilt 1 - İstanbul: Çağlayan Basımevi, 1981, s. 1, 39, 69.
11. Bowen, R. L., Rapson, J. E., Dickson, G., "Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins", *J. Dent. Res.*, 61, 5, (1982), 654-658.
12. Bryant, R.W., Mahler, D.B., "Modulus of elasticity in bending of composites and amalgams", *J. Prosthet. Dent.*, 56, 2, (1986), 243-248.
13. Burgoyne, A. R., Nicholls, J. I., Brudvik, J. S., "In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives", *J. Prosthet. Dent.*, 65, (1991), 206-214.
14. Cassin, A., M., Pearson, G. J., "Microleakage studies comparing a one-visit indirect composite inlay system and a direct composite restorative technique", *J. Oral Rehab.*, 19, (1992), 265-270.
15. Cengiz, T., "Kompozit simanlar", *Endodonti - 3. Baskı*, Barış Yayınları, Fakülteler Kitabevi, 1990, s.188.
16. Chung, K. H., "The relationship between composition and properties of posterior resin composites", *J. Dent. Res.*, 69, 3, (1990), 852-856.
17. Comb, E. C., "Polymers", "Ceramic", "Composite materials, theory", "Polymer-ceramic composite filling materials", *Notes on dental materials - 5*, Ed., New York: Churchill Livingstone, 1986, s. 47, 95, 105-153.
18. Craig, R. G., Peyton, F. A., "Direct anterior esthetic materials", *Restorative dental materials - 3*, Ed. Saint Louis: The C. V. Mosby Company, 1975, s. 427.

19. Craig, R.G., O'Brien, W.J., Powers, J.M., "Direct esthetic restorative materials", Dental materials, properties and manipulation St. Louis: Mosby, 1992, s. 60.
20. Davidson, C. L., de Gee, A.J., "Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites", J. Dent. Res., 63, 2, (1984), 146-148.
21. Davidson, C. L., de Gee, A.J., Feilzer, A., "The competition between the composite-dentin bond strength and polymerization contraction stress", J.Dent. Res., 63, 12, (1984), 1396-1399.
22. De Gee, A., Davidson, C. L., "A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials", J. Dent., 9, 1, (1981), 36-42.
23. De Gee, A., Feilzer, A. J., Davidson, C. L., "Determination of polymerization shrinkage of low viscosity resins", J. Dent. Res., 70, Abstr. No: 2083, (1991).
24. De Gee, A., Feilzer, A. J., Davidson, C. L., "True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer", Dent. Mater., 9, (1993) 11-14.
25. Draughn, R. A., Bowen, R. L., Moffa, J. P., "Composite restorative materials", Federation Dentaire Internationale Restorative dental materials - Ed. Reese, S. A., Valega, T.M., London: Quintessence Publishing, 1985, s. 75.
26. Eli, I., Weiss, E., Littner, M. M., Drutman, M., "Sequentially light cured composites: Strength of bond between layers", J. Prosthet. Dent., 56, 2, (1986), 158-161.
27. Fan, P. L., Stanford, C. M., Stanford, W.B., Leung, R., Stanford, J. W., "Effects of backing reflectance and mold size on polymerization of photo-activated composite resin", J. Dent. Res., 63, 10, (1984), 1245-1247.

28. Feilzer, A., de Gee, A.J., Davidson, C. L., "Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration", *J.Dent. Res.*, 66, 11, (1987), 1636-1639.
29. Feilzer, A. J., de Gee, A., Davidson, C. L., "Curing contraction of composites and glass-ionomer cements", *J. Prosthet. Dent.*, 59, 3, (1988), 297-300.
30. Feilzer, A. J., de Gee, A., Davidson, C. L., "Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers", *J. Dent. Res.*, 68, 1, (1989), 48-50.
31. Feilzer, A., de Gee, A.J., Davidson, C. L., "Setting stresses in composites for two different curing modes", *Dent. Mater.*, 9, (1993), 2-5.
32. Goldman, M., "Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials", *Austr. Dent. J.*, 28, 3, (1983), 156-161.
33. Gökay, N., "Kompozit dolgu maddelerinde polimerizasyon büzülmesi", *Ege Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 13, (1992), 8-13.
34. Harrington, E., Wilson, H. J., "Determination of radiation energy emitted by light activation units", *J.Oral Rehab.*, 22, (1995), 377-385.
35. Hay, J.N., Shortall, A.C., "Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resins", *J. Dent.*, 16, (1988), 172-176.
36. Hirasawa, T., Hirano, S., Hirabayashi, S., Harashima, I., Aizawa, M., "Initial dimensional change of composites in dry and wet conditions", *J. Dent. Res.*, 62, 1, (1983), 28-31.
37. Hosoda H., Yamada, T., Inokoshi, S., "SEM and elemental analysis of composite resins", *J. Prosthet. Dent.*, 64, (1990), 669-676.
38. Kaban, Ş., Işık şiddetinin mikrofil ve hibrit kompozitlerin polimerizasyonu ve fiziksel özellikleri üzerine etkisinin araştırılması, Doktora Tezi, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, 1996.
39. Kawaguchi, M., Fukushima, T., Miyazaki, K., "The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites", *J. Dent. Res.*, 73, 2, (1994), 516-521.

40. Kemp-scholte, C. M., Davidson, C. L., "Marginal sealing of curing contraction gaps in Class V composite resin restorations", *J. Dent. Res.*, 67, 5, (1988), 841-845.
41. Khan, A.M., Suzuki, H., Nomura, Y., et al., "Characterization of inorganic fillers in visible-light-cured dental composite resins", *J.Oral Rehab.* 19, (1992), 361-370.
42. Knibbs, P.J., Smart, E.R., "The clinical performance of a posterior composite resin restorative material, Heliomolar R.O. 3-year report", *J. Oral Rehab.*, 19, (1992), 231-237.
43. Lai, J. H., Johnson, A. E., "Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer", *Dent. Mater.*, 9, (1993), 139-143.
44. Lang, B.R., Jaarda, M., Wang, R.F., "Filler particle size and composite resin classification systems", *J. Oral Rehab.*, 19, (1992), 569-584.
45. Leinfelder, K.F., "Composite resins", *Dent. Clin. North Am.*, 29, 2, (1985), 359-371.
46. Leinfelder, K.F., "Using composite resin as a posterior restorative material", *J.A.D.A.*, 122, (1991), 65-70.
47. Leinfelder, K.F., "Posterior composites, State-of-the-art clinical applications", *Dent. Clin. North Am.*, 37, 3, (1993), 411-417.
48. Leinfelder, K.F., "Posterior composite resins, The materials and their clinical performans", *J.A.D.A.*, 126, (1995), 663-676.
49. Leung, R. L., Fan, P. L., Johnston, W. M., "Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin", *J.Dent. Res.*, 62, 3, (1983), 363-365.
50. Leung, R. L., Adishian, S. R., Fan, P. L., "Postirradiation comparison of photoactivated composite resins", *J. Prosthet. Dent.*, 54, 5, (1985), 645-649.
51. Lutz, F., Phillips, R.W., "A classification and evaluation of composite resin systems", *J. Prosthet. Dent.*, 50, 4, (1983), 480-488.

52. Lutz, F., Krejci, I., Luescher, B., Oldenburg, T. R., "Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges", *Quintessence Int.*, 17, 10, (1986), 659-664.
53. Lutz, F., Krejci, I., Oldenburg, T. R., "Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique", *Quintessence Int.*, 17, 12, (1986), 777-784.
54. Lutz, F., Sparr, D., Krejci, I., "A three-sided light curing technique for conventional Class II composite resin restorations", *Quintessence Int.*, 18, 2, (1987), 125-131.
55. Manabe, A., Debari, K., Itoh, K., Hisamitsu, H., Wakumoto, "Effect of delayed light curing of a resin composite on marginal integrity in cylindrical dentine cavities", *J. Dent.*, 21, (1993), 344-349.
56. Marzouk, M. A., Simonton, A. L., Gross, R. D., "Direct tooth-colored restorations", *Operative dentistry, Modern theory and practice*- St. Louis, Tokyo: Ishiyaku EuroAmerica, Inc., 1985, s. 169.
57. Mazer, R.B., Leinfelder, K.F., "Evaluating a microfil posterior composite resin, A five-year study", *J.A.D.A.*, 123, (1992), 33-38.
58. Mohsen, N.M., Craig, R.G., "Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems", *J. Oral Rehab.*, 22, (1995), 183-189.
59. Momoi, Y., Iwase, H., Nakano, Y., et al., "Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress", *J. Dent. Res.*, 69, 10, (1990), 1659-1663.
60. Momoi, Y., McCabe, J. E., "Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage", *Br. Dent. J.*, 176, (1994), 91-96.
61. Osakabe, T., Narusawa, H., Shimomura, H., Hisamitsu, H., Wakumoto, S., "Laser raman spectroscopy of visible light curing resins", *J. Dent. Res.*, 70, Abstr. No: 2082, (1991).

62. Patel, M.P., Braden, M., Davy, K. W. M., "Polymerization shrinkage of methacrylate esters", *Biomaterials*, 8, (1987), 53-56.
63. Penn, R. W., "A recording dilatometer for measuring polymerization shrinkage", *Dent. Mater.*, 2, (1986), 78-79.
64. Peyton, F. A., "Plastics", *Restorative dental materials - 3*, Ed., Saint Louis: The C. V. Mosby Company, 1968, s. 451.
65. Phillips, R. W., "Restorative Resins", "Chemistry of the synthetic resins", *Skinner's science of dental materials - 8*, Ed. W. B. Saunders Company, 1982, s. 157, 216.
66. Pişkin, B., "Posterior kompozitler", *İzmir Dişhekimleri Odası Dergisi*, 4 (2), (1991), 23-26.
67. Plasmans, P. J., Hoft, M. A., Creugers, N. H., "Fabrication times for indirect composite resin restorations", *J. Dent.*, 20, (1992), 27-32.
68. Powell, L.V., "Composite-resin materials and techniques in dentistry", *Periodont. Rest. Dent.*, (1992), 128-136.
69. Puckett, A.D., Smith, R., "Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites", *J. Prosthet. Dent.*, 68, (1992), 56-58.
70. Rathbun, M. A., Craig, R. G., Hanks, C.T., Filisko F. E., "Cytotoxicity of a BIS-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents", *J. Biomed.Mater.Res.*, 25, (1991), 443-457.
71. Rees, J. S., Jacobsen, P. H., "The polymerization shrinkage of composite resins", *Dent. Mater.*, 5, (1989), 41-44.
72. Retief, D. H., "Do adhesives prevent mikroleakage? ", *Int. Dent. J.*, 44, (1994), 19-26.
73. Rueggeberg, F. A., "Resin cure analysis using IR and DSC", *J. Dent. Res.*, 70, Abstr. No: 2081, (1991).
74. Ruyter, I. E., Øysæd H., "Compressive creep of light cured resin based restorative materials", *Acta Odont. Scand.*, 40, (1982), 319-324.

75. Ruyter, I. E., Øysæd H., "Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials", *Acta Odont. Scand.*, 40, (1982), 179-192.
76. Sakaguchi, R. L., Douglas W. H., "Strain gauge measurement of polymerization shrinkage", *J. Dent. Res.*, 68, Abstr. No: 885, (1989).
77. Sakaguchi, R. L., Bunczak, M. A., Douglas W. H., "Post-gel polymerization contraction of composites", *J. Dent. Res.*, 69, Abstr. No: 1601, (1990).
78. Sakaguchi, R. L., Sasik, C. T., Bunczak, M. A., Douglas W. H., "Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives", *J. Dent.*, 19, (1991), 312-316.
79. Sakaguchi, Peters, M. C. R. B., Nelson, S. R., Douglas W. H., Poort, H. W., "Effects of polymerization contraction in composite restorations", *J. Dent.*, 20, (1992), 178-182.
80. Sakaguchi, R. L., Douglas W. H., Peters M. C. R. B., "Curing light performance and polymerization of composite restorative materials", *J. Dent.*, 20, (1992), 183-188.
81. Segura, A., Donly, K. J., "In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion", *J. Oral Rehab.*, 20, (1993), 495-499.
82. Shortall, A.C., Wilson, H. J., Harrington, E., "Depth of cure of radiation-activated composite restoratives - Influence of shade and opacity", *J. Oral Rehab.*, 22, (1995), 337-342.
83. Smith, D. L., Schoonover, I. C., "Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption", *J.A.D.A.*, 46, (1953), 540-544.
84. Söderholm, K-J., "Relationship between compressive yield strength and filler fractions of PMMA composites", *Acta Odont. Scand.*, 40, (1982), 145-150.
85. Soltesz, U., Bath, P., Klaiber, B., "Dimensional behaviour of dental composites due to polymerization shrinkage and water sorption",

Biological and biomechanical performance of biomaterials - Ed. Christel, P., Meunier, A., Lee, A. J. C., Amsterdam: Elsevier Science Publishers B. V., 1986, s. 123.

86. Stanford, C. M., Fan, P. L., Leung, R., Knoeppel, R., Stanford, J. W., *Oper. Dent.*, 11, (1986), 51-54.
87. Stansbury, J.W., "Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composites", *J. Dent. Res.*, 69, 3, (1990), 844-848.
88. Suliman, A., Boyer, D. B., Lakes, R. S., "Polymerization shrinkage of composite resins: Comparison with tooth deformation", *J. Prosthet. Dent.*, 71, (1994), 7-12.
89. Suzuki, S., Cox, C. F., Leinfelder, K. F., Snuggs, H.M., Powell, C.S., "A new copolymerized composite resin system, A multiphased evaluation", *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 15, (1995), 483-495.
90. Şenvar, C., "Polimer kimyasına giriş", "Zincir (katılma) polimerizasyonu", "Basamaklı polimerizasyon", *Kimyasal kinetik ve makromoleküller, Fizikokimya Cilt 4 - İstanbul: Marmara Üniversitesi*, 1986, s. 277, 305, 335.
91. Thompson, V. P., Williams, E. F., Bailey, W. J., "Dental resins with reduced shrinkage during hardening", *J. Dent. Res.*, 58, 5, (1979), 1522-1532.
92. Tjan, A. H. L., Bergh, B. H., Lidner, C., "Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations", *J. Prosthet. Dent.*, 67, (1992), 62-66.
93. Uno, S., Asmussen; E., "Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate", *Scand. J. Dent. Res.*, 99, (1991), 440-444.
94. Vaidyanathan, J., Vaidyanathan, T.K., Wang, Y., Viswanadhan, T. "Thermoanalytical characterization of visible light cure dental composites", *J. Oral Rehab.*, 19, (1992), 49-64.

95. Venhoven, B. A. M., de Gee, A., Davidson, C. L., "Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins", *Biomaterials*, 14, 11, (1993), 871-875.
96. Walls, A. W. G., McCabe, J. F., Murray, J. J., "The polymerization contraction of visible-light activated composite resins", *J. Dent.* 16, (1988), 177-181.
97. Watts, D. C., Cash, A. J., "Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development", *Dent. Mater.*, 7, (1991), 281-287.
98. Watts, D. C., Cash, A. J., "Kinetic measurements of photo-polymerization contraction in resins and composites", *Meas. Sci. Technol.*, 2, (1991), 788-794.
99. Watts, D.C., "Dental restorative materials", *Materials science and technology, A comprehensive treatment* - Ed. Cahn, R.W, Haasen, P., Kramer, E.J., New York: VCH Publishers Inc, 1992, s. 209.
100. Willems G., Lamrechts, P., Braem, M., Vanherle, G., "Composite resins in the 21st century", *Quintessence Int.*, 24, (1993), 641-658.
101. Worm, D.A., Meiers, J.C., "Effect of various types of contamination on microleakage between beta-quartz inserts and resin composite", *Quintessence Int.*, 27, 4, (1996), 271-277.
102. Yap, A.U.J., Bhole, S., Tan, K.B.C., "Shade match of tooth-colored restorative materials based on a commercial shade guide", *Quintessence Int.* 26, (1995), 697-702.
103. Yücel, T., Benderli, Y., "Çeşitli kompozit reçinelerde polimerizasyon büzülmesinin dilatometrik yöntemle incelenmesi", *İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 1, (1991), 21-24.

9 ÖZGEÇMİŞ

1969 yılında Uşak'da doğdum. İlk öğrenimimi Aydoğdu İlkokulu'nda, orta öğrenimimi Karşıyaka Ortaokulu'nda, lise öğrenimimi Karşıyaka Gazi Lisesi'nde tamamladım. 1986 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde üniversite öğrenimime başlayarak 1991'de mezun oldum. 1992 Şubat'ında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'na doktora öğrencisi olarak girdim.



EK

Ek tablo 2: Test edilən örneklerin son hacimlerine ait bulgular.

	M					M'					(M-M')*1000 = V (mm ³)		
	1	2	3	4	5	Ort.	1	2	3	4		5	Ort.
		24.2297	24.2299	24.2300	24.2300	24.2300	24.2299	24.1643	24.1641	24.1640		24.1640	24.1637
	24.2576	24.2576	24.2576	24.2578	24.2576	24.2576	24.1722	24.1721	24.1719	24.1722	24.1723	24.1721	85.50
23°C	24.3891	24.3894	24.3893	24.3894	24.3893	24.3893	24.2462	24.2462	24.2459	24.2458	24.2459	24.2460	143.30
Prisma	24.2754	24.2751	24.2756	24.2752	24.2751	24.2753	24.1861	24.186	24.1858	24.1859	24.1857	24.1859	89.38
TPH	24.2549	24.2550	24.2549	24.2548	24.2549	24.2549	24.1743	24.1745	24.1741	24.1739	24.1740	24.1742	80.74
	24.2563	24.2565	24.2566	24.2566	24.2564	24.2565	24.1808	24.1808	24.1804	24.1805	24.1806	24.1806	75.86
	24.2778	24.2778	24.2777	24.2777	24.2777	24.2777	24.1904	24.1902	24.1901	24.1905	24.1903	24.1903	87.44
30°C	24.2397	24.2396	24.2395	24.2395	24.2395	24.2396	24.1716	24.1715	24.1713	24.1715	24.1713	24.1714	68.12
	24.2903	24.2902	24.2903	24.2902	24.2901	24.2902	24.1981	24.1979	24.1978	24.1978	24.1976	24.1978	92.38
	24.2735	24.2740	24.2738	24.2737	24.2735	24.2737	24.1897	24.1894	24.1896	24.1896	24.1895	24.1896	84.14

	M					M'					(M-M')*1000 = V (mm ³)		
	1	2	3	4	5	Ort.	1	2	3	4		5	Ort.
		24.1984	24.1985	24.1984	24.1984	24.1983	24.1984	24.1422	24.1422	24.1422		24.1420	24.1421
	24.2748	24.2745	24.2743	24.2744	24.2744	24.2745	24.1807	24.1807	24.1807	24.1806	24.1806	24.1807	93.82
23°C	24.2417	24.2417	24.2418	24.2419	24.2418	24.2418	24.1652	24.1650	24.1650	24.1649	24.1649	24.1650	76.78
	24.2161	24.2161	24.2162	24.2163	24.2164	24.2162	24.1506	24.1505	24.1504	24.1504	24.1504	24.1505	65.76
	24.2194	24.2188	24.2189	24.2190	24.2189	24.2190	24.1515	24.1515	24.1513	24.1514	24.1512	24.1514	67.62
	24.2437	24.2437	24.2438	24.2437	24.2438	24.2437	24.1661	24.1659	24.1658	24.1660	24.1660	24.1660	77.78
	24.2367	24.2364	24.2350	24.2364	24.2364	24.2362	24.1588	24.1587	24.1589	24.1589	24.1588	24.1588	77.36
30°C	24.2240	24.2238	24.2239	24.2238	24.2238	24.2239	24.1547	24.1547	24.1546	24.1548	24.1547	24.1547	69.16
	24.2846	24.2846	24.2846	24.2846	24.2846	24.2846	24.1841	24.1840	24.1841	24.1840	24.1845	24.1841	100.46
	24.2997	24.2998	24.2998	24.2997	24.2999	24.2998	24.1976	24.1974	24.1973	24.1976	24.1976	24.1975	102.28

	M					M'					(M-M')*1000 = V (mm ³)		
	1	2	3	4	5	Ort.	1	2	3	4		5	Ort.
		24.2573	24.2575	24.2577	24.2575	24.2594	24.2579	24.1678	24.1675	24.1676		24.1675	24.1677
	24.2888	24.2884	24.2880	24.2880	24.2885	24.2883	24.1813	24.1812	24.1813	24.1813	24.1813	24.1813	107.06
23°C	24.2587	24.2588	24.2591	24.2594	24.2593	24.2590	24.1707	24.1705	24.1704	24.1705	24.1704	24.1705	88.56
	24.2684	24.2684	24.2684	24.2689	24.2688	24.2686	24.1756	24.1754	24.1756	24.1759	24.1758	24.1757	92.92
	24.2404	24.2404	24.2408	24.2407	24.2407	24.2406	24.1619	24.1619	24.1617	24.1618	24.1617	24.1618	78.80
	24.2757	24.2756	24.2759	24.2761	24.2760	24.2759	24.1799	24.1799	24.1798	24.1799	24.1797	24.1798	96.02
30°C	24.2748	24.2750	24.2749	24.2751	24.2752	24.2750	24.1783	24.1785	24.1784	24.1786	24.1786	24.1785	96.52
	24.2780	24.2778	24.2778	24.2777	24.2779	24.2778	24.1818	24.1817	24.1819	24.1817	24.1818	24.1818	96.06
	24.3402	24.3401	24.3401	24.3400	24.3404	24.3402	24.2082	24.2082	24.2081	24.2082	24.2081	24.2082	132.00
	24.2967	24.2966	24.2964	24.2966	24.2965	24.2966	24.1880	24.1881	24.1881	24.1880	24.1879	24.1880	108.54

Ek tablo 2

	M										M'					(M-M')*1000 = V (mm ³)			
	M					M'					M'								
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5		Ort.	Ort.	Ort.
23°C Brilliant Dentin	24.2099	24.2099	24.2099	24.2098	24.2097	24.2098	24.2098	24.2098	24.2098	24.2098	24.1502	24.1508	24.1505	24.1505	24.1503	24.1505	24.1505	24.1505	59.38
	24.2360	24.2359	24.2362	24.2360	24.2359	24.2360	24.2360	24.2360	24.2360	24.2360	24.1642	24.1640	24.1639	24.1637	24.1640	24.1640	24.1640	24.1640	72.04
	24.3230	24.3228	24.3230	24.3227	24.3226	24.3228	24.3227	24.3226	24.3228	24.3228	24.2097	24.2096	24.2094	24.2096	24.2096	24.2096	24.2096	24.2096	113.24
	24.2810	24.2808	24.2807	24.2807	24.2806	24.2808	24.2807	24.2806	24.2808	24.2808	24.1901	24.1898	24.1896	24.1901	24.1901	24.1899	24.1899	24.1899	90.84
	24.3052	24.3050	24.3050	24.3050	24.3048	24.3050	24.3050	24.3048	24.3050	24.3050	24.1989	24.1988	24.1985	24.1987	24.1984	24.1987	24.1987	24.1987	106.34
30°C	24.2790	24.2789	24.2787	24.2783	24.2784	24.2787	24.2784	24.2784	24.2787	24.2787	24.1870	24.1868	24.1867	24.1870	24.1868	24.1869	24.1869	24.1869	91.80
	24.2921	24.2920	24.2921	24.2920	24.2920	24.2920	24.2920	24.2920	24.2920	24.2920	24.1961	24.1959	24.1956	24.1957	24.1956	24.1958	24.1958	24.1958	96.26
	24.3244	24.3240	24.3239	24.3239	24.3238	24.3240	24.3239	24.3238	24.3240	24.3240	24.2133	24.2127	24.2128	24.2130	24.2127	24.2129	24.2129	24.2129	111.10
	24.3645	24.3648	24.3645	24.3645	24.3644	24.3645	24.3645	24.3644	24.3645	24.3645	24.2384	24.2382	24.2381	24.2383	24.2380	24.2382	24.2382	24.2382	126.34
	24.3957	24.3954	24.3954	24.3954	24.3952	24.3954	24.3954	24.3952	24.3954	24.3954	24.2505	24.2504	24.2501	24.2505	24.2505	24.2504	24.2504	24.2504	145.02

	M										M'					(M-M')*1000 = V (mm ³)			
	M					M'					M'								
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5		Ort.	Ort.	Ort.
23°C Clearfil AP-X	24.2288	24.2284	24.2290	24.2288	24.2290	24.2288	24.2290	24.2288	24.2288	24.2288	24.1644	24.1644	24.1640	24.1641	24.1638	24.1641	24.1641	24.1641	64.66
	24.2137	24.2132	24.2136	24.2136	24.2135	24.2135	24.2135	24.2135	24.2135	24.2135	24.1671	24.1668	24.1666	24.1666	24.1666	24.1667	24.1667	24.1667	46.78
	24.2268	24.2269	24.2267	24.2263	24.2265	24.2266	24.2265	24.2265	24.2266	24.2266	24.1707	24.1706	24.1705	24.1705	24.1704	24.1705	24.1705	24.1705	56.10
	24.2198	24.2192	24.2193	24.2191	24.2195	24.2194	24.2195	24.2195	24.2194	24.2194	24.1659	24.1660	24.1657	24.1658	24.1658	24.1658	24.1658	24.1658	53.54
	24.2285	24.2278	24.2284	24.2282	24.2283	24.2282	24.2282	24.2283	24.2282	24.2282	24.1725	24.1725	24.1724	24.1723	24.1722	24.1724	24.1724	24.1724	55.86
30°C	24.2936	24.2936	24.2936	24.2936	24.2927	24.2934	24.2936	24.2927	24.2934	24.2934	24.2092	24.2092	24.2090	24.2089	24.2088	24.2090	24.2090	24.2090	84.40
	24.2596	24.2596	24.2591	24.2597	24.2594	24.2595	24.2597	24.2594	24.2595	24.2595	24.1909	24.1907	24.1903	24.1905	24.1902	24.1905	24.1905	24.1905	68.96
	24.2904	24.2902	24.2901	24.2903	24.2902	24.2902	24.2903	24.2902	24.2902	24.2902	24.2071	24.2066	24.2067	24.2066	24.2066	24.2067	24.2067	24.2067	83.52
	24.3227	24.3223	24.3221	24.3222	24.3220	24.3223	24.3222	24.3220	24.3223	24.3223	24.2246	24.2246	24.2245	24.2244	24.2239	24.2244	24.2244	24.2244	97.86
	24.1887	24.1886	24.1888	24.1886	24.1882	24.1886	24.1886	24.1882	24.1886	24.1886	24.1479	24.1479	24.1475	24.1476	24.1470	24.1476	24.1476	24.1476	41.00

	M										M'					(M-M')*1000 = V (mm ³)			
	M					M'					M'								
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5		Ort.	Ort.	Ort.
23°C Tetric	24.2841	24.2838	24.2835	24.2842	24.2839	24.2839	24.2842	24.2839	24.2839	24.2839	24.2023	24.2023	24.2024	24.2024	24.2021	24.2023	24.2023	24.2023	81.60
	24.2305	24.2302	24.2306	24.2306	24.2303	24.2304	24.2306	24.2303	24.2304	24.2304	24.1738	24.1733	24.1735	24.1739	24.1737	24.1736	24.1736	24.1736	56.80
	24.2902	24.2903	24.2900	24.2903	24.2898	24.2901	24.2903	24.2898	24.2901	24.2901	24.2116	24.2114	24.2114	24.2111	24.2109	24.2113	24.2113	24.2113	78.84
	24.3104	24.3104	24.3100	24.3101	24.3100	24.3101	24.3101	24.3100	24.3101	24.3101	24.2216	24.2215	24.2215	24.2215	24.2215	24.2215	24.2215	24.2215	94.52
	24.3089	24.3090	24.3087	24.3087	24.3087	24.3088	24.3087	24.3087	24.3088	24.3088	24.2165	24.2163	24.2163	24.2158	24.2157	24.2161	24.2161	24.2161	92.68
30°C	24.3501	24.3501	24.3496	24.3499	24.3499	24.3499	24.3499	24.3499	24.3499	24.3499	24.2388	24.2389	24.2382	24.2383	24.2383	24.2385	24.2385	24.2385	111.42
	24.3750	24.3749	24.3750	24.3746	24.3747	24.3748	24.3746	24.3747	24.3748	24.3748	24.2514	24.2511	24.2510	24.2509	24.2507	24.2510	24.2510	24.2510	123.82
	24.3801	24.3801	24.3796	24.3795	24.3796	24.3798	24.3795	24.3796	24.3798	24.3798	24.2527	24.2529	24.2525	24.2525	24.2525	24.2526	24.2526	24.2526	127.16
	24.3252	24.3252	24.3247	24.3248	24.3253	24.3250	24.3248	24.3253	24.3250	24.3250	24.2243	24.2244	24.2240	24.2243	24.2241	24.2242	24.2242	24.2242	100.82
	24.3273	24.3275	24.3275	24.3268	24.3269	24.3272	24.3275	24.3269	24.3272	24.3272	24.2248	24.2246	24.2245	24.2244	24.2243	24.2245	24.2245	24.2245	102.68

Ek tablo 3: Prizma TPH ile hazırlanan 5 örnekten 23°C'de elde edilen polimerizasyon bitirülme değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h + h' \Delta V$ (mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h + h' \Delta V$ (mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h + h' \Delta V$ (mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)			
10 s	1.0	1.5	0.1875	65.9000	0.283714772	1.8	2.3	0.2875	85.5000	0.335130409	0.1	0.6	0.0750	143.3000	0.052310375
20 s	1.1	1.6	0.2000	65.9000	0.302571861	2.0	2.5	0.3125	85.5000	0.364166060	1.4	1.9	0.2375	143.3000	0.165461987
30 s	1.2	1.7	0.2125	65.9000	0.321421819	3.8	4.3	0.5375	85.5000	0.624727590	6.4	6.9	0.8625	143.3000	0.598283187
40 s	1.3	1.8	0.2250	65.9000	0.340264650	3.9	4.4	0.5500	85.5000	0.639163277	6.6	7.1	0.8875	143.3000	0.615517989
50 s	1.3	1.8	0.2250	65.9000	0.340264650	4.0	4.5	0.5625	85.5000	0.653594771	6.8	7.3	0.9125	143.3000	0.632746815
60 s	1.3	1.8	0.2250	65.9000	0.340264650	4.0	4.5	0.5625	85.5000	0.653594771	8.0	8.5	1.0625	143.3000	0.735994458
90 s	1.4	1.9	0.2375	65.9000	0.359100359	4.1	4.6	0.5750	85.5000	0.668022074	9.0	9.5	1.1875	143.3000	0.821870404
120 s	1.5	2.0	0.2500	65.9000	0.377928949	4.2	4.7	0.5875	85.5000	0.682445187	9.1	9.6	1.2000	143.3000	0.830449827
3 dk	1.6	2.1	0.2625	65.9000	0.396750425	4.3	4.8	0.6000	85.5000	0.696864111	9.1	9.6	1.2000	143.3000	0.830449827
4 dk	1.7	2.2	0.2750	65.9000	0.415564790	4.5	5.0	0.6250	85.5000	0.725689405	9.2	9.7	1.2125	143.3000	0.839027766
5 dk	1.9	2.4	0.3000	65.9000	0.453172205	4.9	5.4	0.6750	85.5000	0.783289817	10.3	10.8	1.3500	143.3000	0.933287245
6 dk	2.3	2.8	0.3500	65.9000	0.528301887	7.2	7.7	0.9625	85.5000	1.113199364	12.3	12.8	1.6000	143.3000	1.104209800
7 dk	3.0	3.5	0.4375	65.9000	0.659506312	7.2	7.7	0.9625	85.5000	1.113199364	12.4	12.9	1.6125	143.3000	1.112740447
8 dk	3.2	3.7	0.4625	65.9000	0.696929742	7.5	8.0	1.0000	85.5000	1.156069364	12.4	12.9	1.6125	143.3000	1.112740447
9 dk	3.3	3.8	0.4750	65.9000	0.715630885	7.5	8.0	1.0000	85.5000	1.156069364	12.5	13.0	1.6250	143.3000	1.121269622
10 dk	3.4	3.9	0.4875	65.9000	0.734324986	7.5	8.0	1.0000	85.5000	1.156069364	12.5	13.0	1.6250	143.3000	1.121269622
11 dk	3.5	4.0	0.5000	65.9000	0.753012048	7.7	8.2	1.0250	85.5000	1.184628720	12.5	13.0	1.6250	143.3000	1.121269622
12 dk	3.5	4.0	0.5000	65.9000	0.753012048	7.7	8.2	1.0250	85.5000	1.184628720	12.6	13.1	1.6375	143.3000	1.129797326
13 dk	3.5	4.0	0.5000	65.9000	0.753012048	7.7	8.2	1.0250	85.5000	1.184628720	12.6	13.1	1.6375	143.3000	1.129797326
14 dk	3.6	4.1	0.5125	65.9000	0.771692076	7.7	8.2	1.0250	85.5000	1.184628720	12.6	13.1	1.6375	143.3000	1.129797326
15 dk	3.7	4.2	0.5250	65.9000	0.790365073	7.9	8.4	1.0500	85.5000	1.213171577	12.7	13.2	1.6500	143.3000	1.138323560
18 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.1	8.6	1.0750	85.5000	1.241697950	12.9	13.4	1.6750	143.3000	1.155371616
21 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.3	8.8	1.1000	85.5000	1.270207852	13.1	13.6	1.7000	143.3000	1.172413793
24 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.2	13.7	1.7125	143.3000	1.180932678
27 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.3	13.8	1.7250	143.3000	1.189450095
30 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
33 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
36 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
39 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
42 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
45 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
48 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
51 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
54 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
57 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043
60 dk	3.8	4.3	0.5375	65.9000	0.809031044	8.5	9.0	1.1250	85.5000	1.298701299	13.4	13.9	1.7375	143.3000	1.197966043

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	2.0	2.5	0.3125	89.3800	0.348412632	1.8	2.3	0.2875	80.7400	0.354817809
20 s	3.0	3.5	0.4375	89.3800	0.487098839	3.8	4.3	0.5375	80.7400	0.661314632
30 s	4.0	4.5	0.5625	89.3800	0.625399361	4.1	4.6	0.5750	80.7400	0.707126606
40 s	5.0	5.5	0.6875	89.3800	0.763316402	4.2	4.7	0.5875	80.7400	0.722387876
50 s	5.1	5.6	0.7000	89.3800	0.777087034	4.3	4.8	0.6000	80.7400	0.737644455
60 s	5.1	5.6	0.7000	89.3800	0.777087034	4.5	5.0	0.6250	80.7400	0.768143551
90 s	5.2	5.7	0.7125	89.3800	0.790853845	4.7	5.2	0.6500	80.7400	0.798623910
120 s	5.4	5.9	0.7375	89.3800	0.818376009	4.8	5.3	0.6625	80.7400	0.813857068
3 dk	5.4	5.9	0.7375	89.3800	0.818376009	6.2	6.7	0.8375	80.7400	1.026631118
4 dk	5.5	6.0	0.7500	89.3800	0.832131366	6.5	7.0	0.8750	80.7400	1.072106843
5 dk	6.0	6.5	0.8125	89.3800	0.900850958	6.5	7.0	0.8750	80.7400	1.072106843
6 dk	8.3	8.8	1.1000	89.3800	1.215738285	6.6	7.1	0.8875	80.7400	1.087256133
7 dk	8.3	8.8	1.1000	89.3800	1.215738285	6.6	7.1	0.8875	80.7400	1.087256133
8 dk	8.4	8.9	1.1125	89.3800	1.229383651	6.7	7.2	0.9000	80.7400	1.102400784
9 dk	8.4	8.9	1.1125	89.3800	1.229383651	6.7	7.2	0.9000	80.7400	1.102400784
10 dk	8.5	9.0	1.1250	89.3800	1.243025247	6.9	7.4	0.9250	80.7400	1.132676177
11 dk	8.5	9.0	1.1250	89.3800	1.243025247	7.4	7.9	0.9875	80.7400	1.208283625
12 dk	9.0	9.5	1.1875	89.3800	1.311176747	7.5	8.0	1.0000	80.7400	1.223391241
13 dk	9.2	9.7	1.2125	89.3800	1.338411016	7.7	8.2	1.0250	80.7400	1.253592613
14 dk	9.3	9.8	1.2250	89.3800	1.352022515	7.8	8.3	1.0375	80.7400	1.268686375
15 dk	9.3	9.8	1.2250	89.3800	1.352022515	8.0	8.5	1.0625	80.7400	1.298860059
18 dk	9.4	9.9	1.2375	89.3800	1.365630259	8.1	8.6	1.0750	80.7400	1.313939987
21 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
24 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
27 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
30 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
33 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
36 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
39 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
42 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
45 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
48 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
51 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
54 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
57 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307
60 dk	9.5	10.0	1.2500	89.3800	1.379234249	8.2	8.7	1.0875	80.7400	1.329015307

Ek tablo 4: Prisma TPH ile hazırlanan 5 örnekten 30° C'de elde edilen polimerizasyon bitirilme değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	2.0	2.5	0.3125	68.1200	0.456654367	3.0	3.5	0.4375	92.3800	0.471355079	5.0	5.5	0.6875	84.1400	0.810468303
20 s	4.1	4.6	0.5750	68.1200	0.8370333263	4.3	4.8	0.6000	92.3800	0.645300065	5.2	5.7	0.7125	84.1400	0.839692407
30 s	4.3	4.8	0.6000	68.1200	0.873108265	5.0	5.5	0.6875	92.3800	0.738711151	5.5	6.0	0.7500	84.1400	0.883496289
40 s	4.5	5.0	0.6250	68.1200	0.909157030	5.2	5.7	0.7125	92.3800	0.765367779	5.8	6.3	0.7875	84.1400	0.927261488
50 s	4.7	5.2	0.6500	68.1200	0.945179584	6.0	6.5	0.8125	92.3800	0.871851276	6.0	6.5	0.8125	84.1400	0.956416821
60 s	4.7	5.2	0.6500	68.1200	0.945179584	6.8	7.3	0.9125	92.3800	0.978106493	6.5	7.0	0.8750	84.1400	1.029230136
90 s	5.0	5.5	0.6875	68.1200	0.999164335	7.3	7.8	0.9750	92.3800	1.044400407	7.4	7.9	0.9875	84.1400	1.160024669
120 s	5.6	6.1	0.7625	68.1200	1.106957500	8.5	9.0	1.1250	92.3800	1.203144217	8.5	9.0	1.1250	84.1400	1.319415939
3 dk	6.1	6.6	0.8250	68.1200	1.196605990	8.5	9.0	1.1250	92.3800	1.203144217	9.5	10.0	1.2500	84.1400	1.463871648
4 dk	6.8	7.3	0.9125	68.1200	1.321841162	8.5	9.0	1.1250	92.3800	1.203144217	9.5	10.0	1.2500	84.1400	1.463871648
5 dk	6.8	7.3	0.9125	68.1200	1.321841162	8.5	9.0	1.1250	92.3800	1.203144217	9.5	10.0	1.2500	84.1400	1.463871648
6 dk	7.9	8.4	1.0500	68.1200	1.517999133	8.5	9.0	1.1250	92.3800	1.203144217	10.0	10.5	1.3125	84.1400	1.535941020
7 dk	8.0	8.5	1.0625	68.1200	1.535793011	8.8	9.3	1.1625	92.3800	1.242750621	10.0	10.5	1.3125	84.1400	1.535941020
8 dk	8.0	8.5	1.0625	68.1200	1.535793011	8.8	9.3	1.1625	92.3800	1.242750621	10.0	10.5	1.3125	84.1400	1.535941020
9 dk	8.1	8.6	1.0750	68.1200	1.553580461	8.8	9.3	1.1625	92.3800	1.242750621	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
10 dk	8.4	8.9	1.1125	68.1200	1.606904272	9.2	9.7	1.2125	92.3800	1.295509790	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
11 dk	8.4	8.9	1.1125	68.1200	1.606904272	9.2	9.7	1.2125	92.3800	1.295509790	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
12 dk	8.4	8.9	1.1125	68.1200	1.606904272	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
13 dk	8.4	8.9	1.1125	68.1200	1.606904272	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
14 dk	8.4	8.9	1.1125	68.1200	1.606904272	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
15 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
18 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
21 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
24 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
27 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
30 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
33 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
36 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
39 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
42 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
45 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
48 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
51 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
54 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
57 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
60 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	93.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991
120 dk	8.5	9.0	1.1250	68.1200	1.624666041	9.8	10.3	1.2875	92.3800	1.374542931	10.8	11.3	1.4125	84.1400	1.651032991

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	1.8	2.3	0.2875	75.8600	0.377556716	3.5	4.0	0.5000	87.4400	0.568569479
20 s	3.8	4.3	0.5375	75.8600	0.703557054	4.2	4.7	0.5875	87.4400	0.667405072
30 s	4.1	4.6	0.5750	75.8600	0.752273173	6.8	7.3	0.9125	87.4400	1.032794771
40 s	4.2	4.7	0.5875	75.8600	0.768501259	7.0	7.5	0.9375	87.4400	1.060790360
50 s	4.3	4.8	0.6000	75.8600	0.784724039	7.5	8.0	1.0000	87.4400	1.130710086
60 s	4.5	5.0	0.6250	75.8600	0.817153690	8.1	8.6	1.0750	87.4400	1.214483421
90 s	5.0	5.5	0.6875	75.8600	0.898135145	8.3	8.8	1.1000	87.4400	1.242376327
120 s	6.8	7.3	0.9125	75.8600	1.188576639	8.5	9.0	1.1250	87.4400	1.270253486
3 dk	8.0	8.5	1.0625	75.8600	1.381260359	8.5	9.0	1.1250	87.4400	1.270253486
4 dk	8.1	8.6	1.0750	75.8600	1.397283421	8.5	9.0	1.1250	87.4400	1.270253486
5 dk	8.2	8.7	1.0875	75.8600	1.413301277	8.5	9.0	1.1250	87.4400	1.270253486
6 dk	8.3	8.8	1.1000	75.8600	1.429313929	8.5	9.0	1.1250	87.4400	1.270253486
7 dk	8.4	8.9	1.1125	75.8600	1.445321381	8.9	9.4	1.1750	87.4400	1.325960616
8 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	8.9	9.4	1.1750	87.4400	1.325960616
9 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	8.9	9.4	1.1750	87.4400	1.325960616
10 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.2	9.7	1.2125	87.4400	1.367699726
11 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.2	9.7	1.2125	87.4400	1.367699726
12 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.2	9.7	1.2125	87.4400	1.367699726
13 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.2	9.7	1.2125	87.4400	1.367699726
14 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.2	9.7	1.2125	87.4400	1.367699726
15 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
18 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
21 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
24 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
27 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
30 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
33 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
36 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
39 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
42 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
45 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
48 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
51 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
54 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103
57 dk	8.5	9.0	1.1250	75.8600	1.461323634	9.8	10.3	1.2875	87.4400	1.451072103

Ek tablo 5: Çarısırmacıdan hazırlanan 5 örnekten 23 °C'de elde edilen polimerizasyon bütüleme değeri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	0.6	1.1	0.1375	88.5600	0.155021280	1.5	2.0	0.2500	90.2600	0.276212573	2.0	2.5	0.3125	107.0600	0.291042865
20 s	2.0	2.5	0.3125	88.5600	0.351627331	3.5	4.0	0.5000	90.2600	0.550903482	2.0	2.5	0.3125	107.0600	0.291042865
30 s	3.5	4.0	0.5000	88.5600	0.561419268	3.8	4.3	0.5375	90.2600	0.591976651	3.5	4.0	0.5000	107.0600	0.464856824
40 s	3.8	4.3	0.5375	88.5600	0.603271697	3.8	4.3	0.5375	90.2600	0.591976651	3.8	4.3	0.5375	107.0600	0.499546923
50 s	3.8	4.3	0.5375	88.5600	0.603271697	4.0	4.5	0.5625	90.2600	0.619339921	4.0	4.5	0.5625	107.0600	0.522660224
60 s	3.9	4.4	0.5500	88.5600	0.617214678	4.3	4.8	0.6000	90.2600	0.660356593	4.1	4.6	0.5750	107.0600	0.534212849
90 s	4.0	4.5	0.5625	88.5600	0.631153749	4.5	5.0	0.6250	90.2600	0.687682236	4.3	4.8	0.6000	107.0600	0.557310050
120 s	4.2	4.7	0.5875	88.5600	0.659020163	4.6	5.1	0.6375	90.2600	0.701339421	4.5	5.0	0.6250	107.0600	0.580396527
5 dk	4.2	4.7	0.5875	88.5600	0.659020163	4.7	5.2	0.6500	90.2600	0.714992850	4.9	5.4	0.6750	107.0600	0.626537337
4 dk	4.2	4.7	0.5875	88.5600	0.659020163	4.7	5.2	0.6500	90.2600	0.714992850	5.0	5.5	0.6875	107.0600	0.638065848
5 dk	4.3	4.8	0.6000	88.5600	0.672947510	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	6.0	6.5	0.8125	107.0600	0.753204014
6 dk	4.3	4.8	0.6000	88.5600	0.672947510	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.0	7.5	0.9375	107.0600	0.868075650
7 dk	4.3	4.8	0.6000	88.5600	0.672947510	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.0	7.5	0.9375	107.0600	0.868075650
8 dk	4.3	4.8	0.6000	88.5600	0.672947510	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.5	8.0	1.0000	107.0600	0.925411808
9 dk	4.3	4.8	0.6000	88.5600	0.672947510	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.5	8.0	1.0000	107.0600	0.925411808
10 dk	4.3	4.8	0.6000	88.5600	0.672947510	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.5	8.0	1.0000	107.0600	0.925411808
11 dk	4.3	4.8	0.6000	88.5600	0.672947510	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.8	8.3	1.0375	107.0600	0.959781679
12 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.8	8.3	1.0375	107.0600	0.959781679
13 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	7.8	8.3	1.0375	107.0600	0.959781679
14 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
15 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
18 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
21 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
24 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
27 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
30 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
33 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
36 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
39 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
42 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
45 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
48 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
51 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
54 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
57 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
60 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681
120 dk	4.4	4.9	0.6125	88.5600	0.686870952	4.8	5.3	0.6625	90.2600	0.728642525	8.0	8.5	1.0625	107.0600	0.982681681

Ek tablo 6: Charisma'dan hazırlanan 5 örneğin 30 °C'de elde edilen polimerizasyon bütünlüme değerleri.

Zaman	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	0.0	0.5	0.0625	96.0200	0.065048266	0.5	1.0	0.1250	96.5200	0.12939335	0.3	0.8	0.1000	96.0600	0.103993344
20 s	1.8	2.3	0.2875	96.0200	0.298522960	2.7	3.2	0.4000	96.5200	0.412711515	2.9	3.4	0.4250	96.0600	0.440482977
30 s	3.5	4.0	0.5000	96.0200	0.518027352	3.7	4.2	0.5250	96.5200	0.540986140	3.7	4.2	0.5250	96.0600	0.543562665
40 s	3.9	4.4	0.5500	96.0200	0.569535052	3.8	4.3	0.5375	96.5200	0.553795431	3.9	4.4	0.5500	96.0600	0.569299244
50 s	4.0	4.5	0.5625	96.0200	0.582403645	4.0	4.5	0.5625	96.5200	0.579404115	4.0	4.5	0.5625	96.0600	0.582162540
60 s	4.0	4.5	0.5625	96.0200	0.582403645	4.0	4.5	0.5625	96.5200	0.579404115	4.0	4.5	0.5625	96.0600	0.582162540
90 s	4.2	4.7	0.5875	96.0200	0.608130839	4.2	4.7	0.5875	96.5200	0.604999614	4.3	4.8	0.6000	96.0600	0.620732464
120 s	4.4	4.9	0.6125	96.0200	0.633844721	4.3	4.8	0.6000	96.5200	0.617792422	4.4	4.9	0.6125	96.0600	0.633582456
3 dk	5.0	5.5	0.6875	96.0200	0.710906600	5.5	6.0	0.7500	96.5200	0.771049656	4.5	5.0	0.6250	96.0600	0.646429126
4 dk	5.2	5.7	0.7125	96.0200	0.736567338	5.5	6.0	0.7500	96.5200	0.771049656	5.5	6.0	0.7500	96.0600	0.774713356
5 dk	5.3	5.8	0.7250	96.0200	0.749392733	6.0	6.5	0.8125	96.5200	0.834767421	6.0	6.5	0.8125	96.0600	0.838731322
6 dk	5.4	5.9	0.7375	96.0200	0.762214815	6.3	6.8	0.8500	96.5200	0.872958817	6.4	6.9	0.8625	96.0600	0.889886249
7 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.6	7.1	0.8875	96.5200	0.911120807	6.5	7.0	0.8750	96.0600	0.902666735
8 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.6	7.1	0.8875	96.0600	0.915443926
9 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
10 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
11 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
12 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
13 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
14 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
15 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
18 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
21 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
24 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
27 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
30 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
33 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
36 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
39 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
42 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
45 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
48 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
51 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
54 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
57 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
60 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822
120 dk	5.6	6.1	0.7625	96.0200	0.787849043	6.8	7.3	0.9125	96.5200	0.936545814	6.7	7.2	0.9000	96.0600	0.928217822

Ek tablo 7: Brilliant Demin'den hazırlanan 5 örnekten 230C'de elde edilen polimerizasyon bitirilme değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	1.7	2.2	0.2750	113.2400	0.242258732	0.1	0.6	0.0750	90.8400	0.082494638	0.9	1.4	0.1750	106.3400	0.164296109
20 s	4.0	4.5	0.5625	113.2400	0.494277366	1.8	2.3	0.2875	90.8400	0.315492030	3.5	4.0	0.5000	106.3400	0.467989517
30 s	4.0	4.5	0.5625	113.2400	0.494277366	3.4	3.9	0.4875	90.8400	0.533793217	4.0	4.5	0.5625	106.3400	0.526180398
40 s	4.5	5.0	0.6250	113.2400	0.548895622	3.7	4.2	0.5250	90.8400	0.574618289	4.3	4.8	0.6000	106.3400	0.561062278
50 s	5.0	5.5	0.6875	113.2400	0.603453951	3.8	4.3	0.5375	90.8400	0.588219201	4.5	5.0	0.6250	106.3400	0.584303277
60 s	5.3	5.8	0.7250	113.2400	0.636160225	4.0	4.5	0.5625	90.8400	0.615409863	4.6	5.1	0.6375	106.3400	0.595919703
90 s	6.2	6.7	0.8375	113.2400	0.734150030	4.2	4.7	0.5875	90.8400	0.642585655	5.2	5.7	0.7125	106.3400	0.665561290
120 s	6.6	7.1	0.8875	113.2400	0.777639044	4.6	5.1	0.6375	90.8400	0.696892679	6.2	6.7	0.8375	106.3400	0.781414009
3 dk	6.8	7.3	0.9125	113.2400	0.799369265	4.7	5.2	0.6500	90.8400	0.710460160	6.5	7.0	0.8750	106.3400	0.816117148
4 dk	6.9	7.4	0.9250	113.2400	0.810230806	5.0	5.5	0.6875	90.8400	0.751140368	6.6	7.1	0.8875	106.3400	0.827679467
5 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.3	6.8	0.8500	90.8400	0.927036754	6.6	7.1	0.8875	106.3400	0.827679467
6 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.5	7.0	0.8750	90.8400	0.954042414	6.6	7.1	0.8875	106.3400	0.827679467
7 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.6	7.1	0.8875	90.8400	0.967539724	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
8 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.6	7.1	0.8875	90.8400	0.967539724	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
9 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
10 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
11 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
12 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
13 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
14 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
15 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
18 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
21 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
24 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
27 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
30 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
33 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
36 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
39 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
42 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
45 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
48 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
51 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
54 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
57 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
60 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090
120 dk	7.0	7.5	0.9375	113.2400	0.821089970	6.7	7.2	0.9000	90.8400	0.981033355	6.7	7.2	0.9000	106.3400	0.839239090

Ek tablo 8: Brilliant Dentin'den hazırlanan 5 örnekten 30oC'de elde edilen polimerizasyon bitirilmiş değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(mm^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(mm^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(mm^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	1.5	2.0	0.2500	91.800	0.271591526	1.0	1.5	0.1875	96.2600	0.194406283	0.7	1.2	0.1500	111.1000	0.134831461
20 s	3.8	4.3	0.5375	91.800	0.582103696	3.5	4.0	0.5000	96.2600	0.516742456	3.5	4.0	0.5000	111.1000	0.448028674
30 s	4.0	4.5	0.5625	91.800	0.609013398	4.0	4.5	0.5625	96.2600	0.580960004	4.0	4.5	0.5625	111.1000	0.503750140
40 s	4.0	4.5	0.5625	91.800	0.609013398	4.0	4.5	0.5625	96.2600	0.580960004	5.5	6.0	0.7500	111.1000	0.670540903
50 s	4.5	5.0	0.6250	91.800	0.676223965	4.5	5.0	0.6250	96.2600	0.645094700	6.5	7.0	0.8750	111.1000	0.781424425
60 s	5.0	5.5	0.6875	91.800	0.743343695	5.0	5.5	0.6875	96.2600	0.709146703	6.7	7.2	0.9000	111.1000	0.803571429
90 s	6.4	6.9	0.8625	91.800	0.930797248	6.5	7.0	0.8750	96.2600	0.900808154	6.7	7.2	0.9000	111.1000	0.803571429
120 s	6.5	7.0	0.8750	91.800	0.944159698	6.7	7.2	0.9000	96.2600	0.926307122	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
3 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
4 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
5 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
6 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
7 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
8 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
9 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
10 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
11 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
12 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
13 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
14 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
15 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
18 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
21 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
24 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
27 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
30 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
33 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
36 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
39 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
42 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
45 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
48 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
51 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
54 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
57 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
60 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402
120 dk	6.8	7.3	0.9125	91.800	0.984225428	6.8	7.3	0.9125	96.2600	0.939051686	7.0	7.5	0.9375	111.1000	0.836773402

Ek tablo 9: Clearfil AP-X'den hazırlanan 5 örnekten 230C'de elde edilen polimerizasyon bütünlme değerleri

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	2.0	2.5	0.3125	64.6600	0.480972719	1	1.5	0.1875	46.7800	0.399212221	1.5	2.0	0.2500	56.1000	0.443655723
20 s	2.8	3.3	0.4125	64.6600	0.633908333	1.7	2.2	0.2750	46.7800	0.584422484	2.0	2.5	0.3125	56.1000	0.55395240
30 s	3.0	3.5	0.4375	64.6600	0.672068820	1.8	2.3	0.2875	46.7800	0.610824879	2.0	2.5	0.3125	56.1000	0.55395240
40 s	3.0	3.5	0.4375	64.6600	0.672068820	2.0	2.5	0.3125	46.7800	0.663587620	2.0	2.5	0.3125	56.1000	0.55395240
50 s	3.1	3.6	0.4500	64.6600	0.691138074	2.0	2.5	0.3125	46.7800	0.663587620	2.1	2.6	0.3250	56.1000	0.575985822
60 s	3.2	3.7	0.4625	64.6600	0.710200008	2.0	2.5	0.3125	46.7800	0.663587620	2.1	2.6	0.3250	56.1000	0.575985822
90 s	3.3	3.8	0.4750	64.6600	0.729254625	2.3	2.8	0.3500	46.7800	0.742626777	2.3	2.8	0.3500	56.1000	0.620017715
120 s	3.4	3.9	0.4875	64.6600	0.748301930	2.5	3.0	0.3750	46.7800	0.795249708	2.5	3.0	0.3750	56.1000	0.664010624
3 dk	3.4	3.9	0.4875	64.6600	0.748301930	2.6	3.1	0.3875	46.7800	0.821540255	2.7	3.2	0.4000	56.1000	0.707964602
4 dk	3.4	3.9	0.4875	64.6600	0.748301930	2.6	3.1	0.3875	46.7800	0.821540255	2.8	3.3	0.4125	56.1000	0.729927007
5 dk	3.4	3.9	0.4875	64.6600	0.748301930	2.6	3.1	0.3875	46.7800	0.821540255	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
6 dk	3.4	3.9	0.4875	64.6600	0.748301930	2.6	3.1	0.3875	46.7800	0.821540255	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
7 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
8 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
9 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
10 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
11 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
12 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
13 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
14 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
15 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
18 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
21 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
24 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
27 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
30 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
33 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
36 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
39 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
42 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
45 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
48 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
51 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
54 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
57 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
60 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684
120 dk	3.5	4.0	0.5000	64.6600	0.767341928	2.7	3.2	0.4000	46.7800	0.847816872	3.0	3.5	0.4375	56.1000	0.773822684

Ek tablo 10: Clearfil AP-X'den hazırlanan 5 örnekten 30oC'de elde edilen polimerizasyon bütünlme değerleri

Zaman	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	3.0	3.5	0.4375	84.4000	0.515691764	2.1	2.6	0.3250	68.9600	0.469077001	2.7	3.2	0.4000	83.5200	0.476644423
20 s	4.2	4.7	0.5875	84.4000	0.691278129	2.7	3.2	0.4000	68.9600	0.576701269	4.1	4.6	0.5750	83.5200	0.683750520
30 s	4.5	5	0.6250	84.4000	0.735077918	3.0	3.5	0.4375	68.9600	0.630426168	4.3	4.8	0.6000	83.5200	0.713266762
40 s	4.7	5.2	0.6500	84.4000	0.764256320	3.4	3.9	0.4875	68.9600	0.701969113	4.5	5.0	0.6250	83.5200	0.742765464
50 s	4.7	5.2	0.6500	84.4000	0.764256320	3.6	4.1	0.5125	68.9600	0.737701968	4.6	5.1	0.6375	83.5200	0.757508243
60 s	4.8	5.3	0.6625	84.4000	0.778839089	3.6	4.1	0.5125	68.9600	0.737701968	4.6	5.1	0.6375	83.5200	0.757508243
90 s	5.0	5.5	0.6875	84.4000	0.807991773	3.7	4.2	0.5250	68.9600	0.755558754	4.8	5.3	0.6625	83.5200	0.786980667
120 s	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.8	4.3	0.5375	68.9600	0.773409115	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
3 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
4 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
5 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
6 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
7 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
8 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
9 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
10 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
11 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
12 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
13 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
14 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
15 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
18 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
21 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
24 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
27 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
30 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
33 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
36 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
39 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
42 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
45 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
48 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
51 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
54 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
57 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
60 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591
120 dk	5.1	5.6	0.7000	84.4000	0.822561692	3.9	4.4	0.5500	68.9600	0.791253057	5.0	5.5	0.6875	83.5200	0.816435591

Zaman	Δh	$\Delta h + h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h + h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	2.0	2.5	0.3125	97.8600	0.318317248	1.5	2.0	0.2500	41.0000	0.606060606
20 s	4.2	4.7	0.5875	97.8600	0.596764773	1.7	2.2	0.2750	41.0000	0.666262871
30 s	5.2	5.7	0.71250	97.8600	0.722818230	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
40 s	5.5	6.0	0.75000	97.8600	0.760571950	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
50 s	6.5	7.0	0.87500	97.8600	0.886210564	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
60 s	6.7	7.2	0.90000	97.8600	0.911300122	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
90 s	6.8	7.3	0.9125	97.8600	0.923844138	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
120 s	6.9	7.4	0.9250	97.8600	0.936376980	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
3 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
4 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
5 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
6 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
7 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
8 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
9 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
10 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
11 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
12 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
13 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
14 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
15 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
18 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
21 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
24 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
27 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
30 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
33 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
36 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
39 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
42 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
45 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
48 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
51 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
54 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
57 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
60 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
70 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
80 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
90 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652
120 dk	7.0	7.5	0.9375	97.8600	0.948910651	2.0	2.5	0.3125	41.0000	0.756429652

Ek tablo 11: Tetrix'den hazırlanan 5 örnekten 23 °C'de elde edilen polimerizasyon bütümlene değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	2.0	2.5	0.3125	81.6000	0.381504654	2.0	2.5	0.3125	56.8000	0.547165682	2.0	2.5	0.3125	78.8400	0.394807492
20 s	3.5	4.0	0.5000	81.6000	0.609013398	2.2	2.7	0.3375	56.8000	0.590680376	3.1	3.6	0.4500	78.8400	0.567536890
30 s	4.3	4.8	0.6000	81.6000	0.729927007	2.5	3.0	0.3750	56.8000	0.655881067	4.1	4.6	0.5750	78.8400	0.724044576
40 s	4.6	5.1	0.6375	81.6000	0.775493798	2.7	3.2	0.4000	56.8000	0.699300699	4.3	4.8	0.6000	78.8400	0.752287009
50 s	4.8	5.3	0.6625	81.6000	0.805548731	2.8	3.3	0.4125	56.8000	0.72096286	4.3	4.8	0.6000	78.8400	0.755287009
60 s	5.0	5.5	0.6875	81.6000	0.835485341	2.8	3.3	0.4125	56.8000	0.72096286	4.5	5.0	0.6250	78.8400	0.786509784
90 s	5.1	5.6	0.7000	81.6000	0.850546780	2.8	3.3	0.4125	56.8000	0.72096286	4.6	5.1	0.6375	78.8400	0.802113806
120 s	5.1	5.6	0.7000	81.6000	0.850546780	2.9	3.4	0.4250	56.8000	0.742682394	4.7	5.2	0.6500	78.8400	0.817712920
3 dk	5.1	5.6	0.7000	81.6000	0.850546780	2.9	3.4	0.4250	56.8000	0.742682394	4.7	5.2	0.6500	78.8400	0.817712920
4 dk	5.2	5.7	0.7125	81.6000	0.865603645	2.9	3.4	0.4250	56.8000	0.742682394	4.7	5.2	0.6500	78.8400	0.817712920
5 dk	5.2	5.7	0.7125	81.6000	0.865603645	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
6 dk	5.2	5.7	0.7125	81.6000	0.865603645	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
7 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
8 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
9 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
10 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
11 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
12 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
13 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
14 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
15 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
18 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
21 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
24 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
27 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
30 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
33 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
36 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
39 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
42 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
45 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
48 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
51 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
54 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
57 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
60 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435
120 dk	5.3	5.8	0.7250	81.6000	0.880655937	3.0	3.5	0.4375	56.8000	0.7643359030	4.9	5.4	0.6750	78.8400	0.848896435

Ek tablo 12: Tetnic'den hazırlanan 5 örnekten 30° C'de elde edilen polimerizasyon bütümlüme değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	ΔV (mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	ΔV (mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	ΔV (mm ³)	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	2.2	2.7	0.3375	111.4200	0.301993155	4.0	4.5	0.5625	123.8200	0.452234036	3.0	3.5	0.4375	127.1600	0.342875056
20 s	4.9	5.4	0.6750	111.4200	0.602167804	6.0	6.5	0.8125	123.8200	0.651916635	4.0	4.5	0.5625	127.1600	0.440407916
30 s	6.0	6.5	0.8125	111.4200	0.723943599	6.8	7.3	0.9125	123.8200	0.731565550	6.4	6.9	0.8625	127.1600	0.673709699
40 s	6.5	7.0	0.8750	111.4200	0.779197649	7.0	7.5	0.9375	123.8200	0.751457828	6.7	7.2	0.9000	127.1600	0.702795565
50 s	6.8	7.3	0.9125	111.4200	0.812320566	7.1	7.6	0.9500	123.8200	0.761400978	7.0	7.5	0.9375	127.1600	0.731864400
60 s	7.0	7.5	0.9375	111.4200	0.834390228	7.2	7.7	0.9625	123.8200	0.771342135	7.4	7.9	0.9875	127.1600	0.770596383
90 s	7.5	8.0	1.0000	111.4200	0.889521437	7.4	7.9	0.9875	123.8200	0.791218476	7.6	8.1	1.0125	127.1600	0.789951043
120 s	7.7	8.2	1.0250	111.4200	0.911556761	7.8	8.3	1.0375	123.8200	0.830947280	8.0	8.5	1.0625	127.1600	0.828637720
5 dk	7.8	8.3	1.0375	111.4200	0.922570749	7.9	8.4	1.0500	123.8200	0.840874509	8.1	8.6	1.0750	127.1600	0.838304675
4 dk	7.9	8.4	1.0500	111.4200	0.933582289	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.1	8.6	1.0750	127.1600	0.838304675
5 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
6 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
7 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
8 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
9 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
10 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
11 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
12 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
13 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
14 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
15 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
18 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
21 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
24 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
27 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
30 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
33 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
36 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
39 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
42 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
45 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
48 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
51 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
54 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
57 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
60 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746
120 dk	8.0	8.5	1.0625	111.4200	0.944591381	8.0	8.5	1.0625	123.8200	0.850799752	8.2	8.7	1.0875	127.1600	0.847969746

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	$V(\text{mm}^3)$	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	$V(\text{mm}^3)$	P.B (%)
10 s	3.5	4.0	0.5000	100.8200	0.493485985	3.8	4.3	0.5375	102.68	0.520745029
20 s	4.0	4.5	0.5625	100.8200	0.554829482	4.5	5.0	0.6250	102.68	0.605004598
30 s	5.5	6.0	0.7500	100.8200	0.738407010	5.3	5.8	0.7250	102.68	0.701126638
40 s	5.8	6.3	0.7875	100.8200	0.775041213	5.3	5.8	0.7250	102.68	0.701126638
50 s	5.8	6.3	0.7875	100.8200	0.775041213	5.6	6.1	0.7625	102.68	0.737124489
60 s	6.0	6.5	0.8125	100.8200	0.799448995	5.8	6.3	0.7875	102.68	0.761108561
90 s	6.1	6.6	0.8250	100.8200	0.811648384	5.9	6.4	0.8000	102.68	0.773096250
120 s	6.2	6.7	0.8375	100.8200	0.823844773	6.0	6.5	0.8125	102.68	0.785081045
3 dk	6.3	6.8	0.8500	100.8200	0.836038163	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
4 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
5 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
6 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
7 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
8 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
9 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
10 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
11 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
12 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
13 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
14 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
15 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
18 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
21 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
24 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
27 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
30 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
33 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
36 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
39 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
42 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
45 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
48 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
51 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
54 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
57 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
60 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949
120 dk	6.4	6.9	0.8625	100.8200	0.848228555	6.2	6.7	0.8375	102.68	0.809041949

Ek tablo 13: Valux Plus'tan hazırlanan 5 örnekten 23 °C'de elde edilen polimerizasyon bütümlüme değerleri.

Zaman	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B.(%)	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B.(%)	Δh	Δh+h'	ΔV(mm ³)	V (mm ³)	P.B.(%)
10 s	0.3	0.8	0.1000	56.2600	0.177430802	0.7	1.2	0.1500	93.8200	0.159625412	1.5	2.0	0.2500	76.7800	0.324548877
20 s	0.5	1.0	0.1250	56.2600	0.221690166	1.9	2.4	0.3000	93.8200	0.318742031	2.0	2.5	0.3125	76.7800	0.405357201
30 s	0.5	1.0	0.1250	56.2600	0.221690166	2.0	2.5	0.3125	93.8200	0.331978860	2.5	3.0	0.3750	76.7800	0.486034606
40 s	0.6	1.1	0.1375	56.2600	0.244805133	2.0	2.5	0.3125	93.8200	0.331978860	3.5	4.0	0.5000	76.7800	0.646997930
50 s	0.6	1.1	0.1375	56.2600	0.243805133	2.2	2.7	0.3375	93.8200	0.358441972	3.7	4.2	0.5250	76.7800	0.679128129
60 s	0.7	1.2	0.1500	56.2600	0.265910300	2.5	3.0	0.3750	93.8200	0.398110303	3.8	4.3	0.5375	76.7800	0.695185437
90 s	0.8	1.3	0.1625	56.2600	0.288005671	3.0	3.5	0.4375	93.8200	0.464154046	4.0	4.5	0.5625	76.7800	0.727284481
120 s	0.9	1.4	0.1750	56.2600	0.310091255	4.0	4.5	0.5625	93.8200	0.595979127	4.1	4.6	0.5750	76.7800	0.743326223
3 dk	1.6	2.1	0.2625	56.2600	0.464416825	4.1	4.6	0.5750	93.8200	0.609142433	4.2	4.7	0.5875	76.7800	0.759362782
4 dk	1.8	2.3	0.2875	56.2600	0.508422123	4.2	4.7	0.5875	93.8200	0.622302254	4.2	4.7	0.5875	76.7800	0.759362782
5 dk	1.9	2.4	0.3000	56.2600	0.530410184	4.2	4.7	0.5875	93.8200	0.622302254	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
6 dk	1.9	2.4	0.3000	56.2600	0.530410184	4.2	4.7	0.5875	93.8200	0.622302254	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
7 dk	2.0	2.5	0.3125	56.2600	0.552388528	4.2	4.7	0.5875	93.8200	0.622302254	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
8 dk	2.0	2.5	0.3125	56.2600	0.552388528	4.2	4.7	0.5875	93.8200	0.622302254	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
9 dk	2.0	2.5	0.3125	56.2600	0.552388528	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
10 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
11 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
12 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
13 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
14 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
15 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
18 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
21 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
24 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
27 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
30 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
33 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
36 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
39 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
42 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
45 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
48 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
51 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
54 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
57 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
60 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159
120 dk	2.1	2.6	0.3250	56.2600	0.574357162	4.3	4.8	0.6000	93.8200	0.635458589	4.3	4.8	0.6000	76.7800	0.775394159

Ek tablo 14: Valux Plus'dan hazırlanan 5 örnekten 30°C'de elde edilen polimerizasyon bütümlüme değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	0.7	1.2	0.1500	77.7800	0.192480431	1.8	2.3	0.2875	77.3600	0.370263048	1.5	2.0	0.2500	69.1600	0.360178649
20 s	1.8	2.3	0.2875	77.7800	0.368271047	3.3	3.8	0.4750	77.3600	0.610265305	1.9	2.4	0.3000	69.1600	0.431903254
30 s	1.9	2.4	0.3000	77.7800	0.384221311	3.7	4.2	0.5250	77.3600	0.674070745	2.0	2.5	0.3125	69.1600	0.449818273
40 s	2.0	2.5	0.3125	77.7800	0.400166469	3.7	4.2	0.5250	77.3600	0.674070745	2.0	2.5	0.3125	69.1600	0.449818273
50 s	2.0	2.5	0.3125	77.7800	0.400166469	3.7	4.2	0.5250	77.3600	0.674070745	2.3	2.8	0.3500	69.1600	0.503524673
60 s	2.5	3.0	0.3750	77.7800	0.479815751	3.8	4.3	0.5375	77.3600	0.690009307	2.4	2.9	0.3625	69.1600	0.521413931
90 s	3.1	3.6	0.4500	77.7800	0.575226895	3.9	4.4	0.5500	77.3600	0.705942754	2.8	3.3	0.4125	69.1600	0.592906680
120 s	3.6	4.1	0.5125	77.7800	0.654596545	4.0	4.5	0.5625	77.3600	0.721871090	3.0	3.5	0.4375	69.1600	0.628614534
3 dk	3.8	4.3	0.5375	77.7800	0.686308935	4.0	4.5	0.5625	77.3600	0.721871090	3.2	3.7	0.4625	69.1600	0.664296743
4 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.0	4.5	0.5625	77.3600	0.721871090	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
5 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.1	4.6	0.5750	77.3600	0.737794316	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
6 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.1	4.6	0.5750	77.3600	0.737794316	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
7 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.1	4.6	0.5750	77.3600	0.737794316	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
8 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
9 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
10 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
11 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
12 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
13 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
14 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
15 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
18 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
21 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
24 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
27 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
30 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
33 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
36 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
39 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
42 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
45 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
48 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
51 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
54 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
57 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
60 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
120 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240

Ek tablo 14: Valux Plus'dan hazırlanan 5 örnekten 30°C'de elde edilen polimerizasyon bütümlüme değerleri.

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	V (mm ³)	P.B (%)
10 s	0.7	1.2	0.1500	77.7800	0.192480431	1.8	2.3	0.2875	77.3600	0.370263048	1.5	2.0	0.2500	69.1600	0.360178649
20 s	1.8	2.3	0.2875	77.7800	0.368271047	3.3	3.8	0.4750	77.3600	0.610265305	1.9	2.4	0.3000	69.1600	0.431903254
30 s	1.9	2.4	0.3000	77.7800	0.384221311	3.7	4.2	0.5250	77.3600	0.674070745	2.0	2.5	0.3125	69.1600	0.449818273
40 s	2.0	2.5	0.3125	77.7800	0.400166469	3.7	4.2	0.5250	77.3600	0.674070745	2.0	2.5	0.3125	69.1600	0.449818273
50 s	2.0	2.5	0.3125	77.7800	0.400166469	3.7	4.2	0.5250	77.3600	0.674070745	2.3	2.8	0.3500	69.1600	0.503524673
60 s	2.5	3.0	0.3750	77.7800	0.479815751	3.8	4.3	0.5375	77.3600	0.690009307	2.4	2.9	0.3625	69.1600	0.521413931
90 s	3.1	3.6	0.4500	77.7800	0.575226895	3.9	4.4	0.5500	77.3600	0.705942754	2.8	3.3	0.4125	69.1600	0.592906680
120 s	3.6	4.1	0.5125	77.7800	0.654596545	4.0	4.5	0.5625	77.3600	0.721871090	3.0	3.5	0.4375	69.1600	0.628614534
3 dk	3.8	4.3	0.5375	77.7800	0.686308935	4.0	4.5	0.5625	77.3600	0.721871090	3.2	3.7	0.4625	69.1600	0.664296743
4 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.0	4.5	0.5625	77.3600	0.721871090	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
5 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.1	4.6	0.5750	77.3600	0.737794316	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
6 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.1	4.6	0.5750	77.3600	0.737794316	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
7 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.1	4.6	0.5750	77.3600	0.737794316	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
8 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
9 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
10 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
11 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
12 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
13 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
14 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
15 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
18 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
21 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
24 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
27 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
30 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
33 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
36 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
39 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
42 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
45 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
48 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
51 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
54 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
57 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
60 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240
120 dk	4.0	4.5	0.5625	77.7800	0.718001085	4.2	4.7	0.5875	77.3600	0.753712435	3.3	3.8	0.4750	69.1600	0.682128240

Zaman	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	$V(\text{mm}^3)$	P.B (%)	Δh	$\Delta h+h'$	$\Delta V(\text{mm}^3)$	$V(\text{mm}^3)$	P.B (%)
10 s	1.8	2.3	0.2875	100.4600	0.285366883	1.9	2.4	0.3000	102.2800	0.292454670
20 s	3.7	4.2	0.5250	100.4600	0.519879190	3.8	4.3	0.5375	102.2800	0.522770929
30 s	3.9	4.4	0.5500	100.4600	0.544500545	3.8	4.3	0.5375	102.2800	0.522770929
40 s	3.9	4.4	0.5500	100.4600	0.544500545	3.8	4.3	0.5375	102.2800	0.522770929
50 s	4.0	4.5	0.5625	100.4600	0.556806652	4.0	4.5	0.5625	102.2800	0.546952865
60 s	4.0	4.5	0.5625	100.4600	0.556806652	4.2	4.7	0.5875	102.2800	0.571123047
90 s	4.2	4.7	0.5875	100.4600	0.581409733	4.4	4.9	0.6125	102.2800	0.595281483
120 s	4.3	4.8	0.6000	100.4600	0.593706709	4.6	5.1	0.6375	102.2800	0.619428183
3 dk	4.3	4.8	0.6000	100.4600	0.593706709	4.8	5.3	0.6625	102.2800	0.643563154
4 dk	4.5	5.0	0.6250	100.4600	0.618291537	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
5 dk	4.6	5.1	0.6375	100.4600	0.630579391	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
6 dk	4.7	5.2	0.6500	100.4600	0.642864207	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
7 dk	4.7	5.2	0.6500	100.4600	0.642864207	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
8 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
9 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
10 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
11 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
12 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
13 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
14 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
15 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
18 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
21 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
24 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
27 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
30 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
33 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
36 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
39 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
42 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
45 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
48 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
51 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
54 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
57 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
60 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244
120 dk	4.9	5.4	0.6750	100.4600	0.667424729	4.9	5.4	0.6750	102.2800	0.655626244