

**T.C.  
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİS-GMA ESASLI DENTAL KOMPOZİTLERİN  
FOTOPOLİMERİZASYONU ESNASINDA OLUŞAN YAPISAL  
DEĞİŞİKLİKLERİN MATEMATİKSEL MODELLENMESİ**

**BİLGE SEMA TEKEREK**

**DOKTORA TEZİ  
BİYOMÜHENDİSLİK ANABİLİM DALI  
BİYOMÜHENDİSLİK PROGRAMI**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. SEVİL YÜCEL**

**İSTANBUL, 2015**

**T.C.**  
**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİS-GMA ESASLI DENTAL KOMPOZİTLERİN**  
**FOTOPOLİMERİZASYONU ESNASINDA OLUŞAN YAPISAL**  
**DEĞİŞİKLİKLERİN MATEMATİKSEL MODELLENMESİ**

Bilge Sema TEKEREK tarafından hazırlanan tez çalışması 20.02.2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Tez Danışmanı**

Prof. Dr. Sevil YÜCEL  
Yıldız Teknik Üniversitesi

**Jüri Üyeleri**

Prof. Dr. Sevil YÜCEL  
Yıldız Teknik Üniversitesi

\_\_\_\_\_

Prof. Dr. Ahmet ÜNAL  
Yıldız Teknik Üniversitesi

\_\_\_\_\_

Prof. Dr. İsmail AYDIN  
İstanbul Üniversitesi

\_\_\_\_\_

Yrd. Doç. Dr. Zeynep AKDESTE  
Yıldız Teknik Üniversitesi

\_\_\_\_\_

Prof. Dr. İsmail BOZ  
İstanbul Üniversitesi

\_\_\_\_\_

Bu alışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'nün 2012-07-04-KAP03 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

## ÖNSÖZ

Dişlerdeki çürük ve diğer problemlerin iyi bir estetik sonuç sağlanarak onarılabilmesi estetik diş hekimliği açısından önemlidir. Özellikle doğal dişin görünüşünü taklit edebilen ve estetik olması nedeniyle dental kompozitlerin dental restorasyon malzemeleri içinde yeri ve önemi büyüktür. Bu tez kapsamında kompozit malzemelerin yapısal olarak değişimini sayısal olarak modelleyerek büzülme prosesinin gelişimini izlemek ve elde edilen veriler ışığında büzülme hareketinin davranışının hangi parametrelere bağlı olduğunu belirlemek amacıyla çalışmalar yapılmıştır.

Tez çalışmam süresince, bana yol gösteren bilgi ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Sevil Yücel'e en içten teşekkürlerimi sunarım. Bize laboratuvar olanaklarını ve değerli bilgilerini sunan Yıldız Teknik Üniversitesi Metalurji-Malzeme Mühendisliği hocalarından sayın Prof. Dr. Ahmet Ünal'a ve İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Kimya Mühendisliği hocalarından sayın Prof. Dr. İsmail Aydın'a çok teşekkür ederim.

Bölüm başkanımız sayın Prof. Dr. İbrahim Işıldak hocama ve diğer bölüm hocalarıma, bölümümüzün kurucusu ve tecrübeleriyle bizleri araştırmaya ve bilimsel düşünmeye yönlendiren sayın hocam Prof. Dr. Mehmet Mustafa Akdetse ve sayın Yrd. Doç. Dr. Zeynep Akdeste hocama; ayrıca Yıldız Teknik Üniversitesi Matematik Mühendisliği hocalarından sayın Prof. Dr. Nazmiye Yahnioğlu'na; bana desteklerini hep gösteren ve pek çok güzel anıyı paylaştığım çok sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Dr. Yasemin Budama Kılınç ve Yrd. Doç. Dr. Rabia Çakır Koç'a, laboratuvarında beraber çalıştığım, çoğu konuda bana yardımlarını esirgemeyen sevgili arkadaşım Arş. Gör. Yeliz Başaran Elalmış'a, ve diğer arkadaşlarıma en içten şekilde teşekkür ederim.

Ayrıca Doktora eğitimim boyunca beni destekleyen TÜBİTAK'a çok teşekkür ederim.

Hayatım boyunca beni hep desteklediler ve desteklemeye devam ediyorlar. En başta beni bugünlere getiren sevgili annem İfakat Oduncu'ya ve sevgili babam Yaşar Oduncu'ya; çok sevdiğim kardeşlerim Alp Emre ve Ahmet Yasin Oduncu'ya teşekkürlerimi sunmaktan büyük bir mutluluk duyarım.

Beraber yürüdüğümüz bu yolda beni her an destekleyen, yol gösteren, bana ayna tutan sevgili eşim Ömer Tekerek'e ve hayatıma yeni anlamlar katan insanın hayatında tadabileceği en büyük mutlulukla gelen oğlum Ali Kerem Tekerek'e sevgili dolu teşekkürler...

Şubat, 2015

Bilge Sema Tekerek

## İÇİNDEKİLER

Sayfa

|                                                                      |      |
|----------------------------------------------------------------------|------|
| SİMGE LİSTESİ.....                                                   | viii |
| KISALTMA LİSTESİ .....                                               | ix   |
| ŞEKİL LİSTESİ.....                                                   | x    |
| ÇİZELGE LİSTESİ .....                                                | xiii |
| ÖZET .....                                                           | xv   |
| ABSTRACT.....                                                        | xvii |
| BÖLÜM 1                                                              |      |
| GİRİŞ .....                                                          | 1    |
| 1.1    Literatür Özeti.....                                          | 1    |
| 1.2    Tezin Amacı.....                                              | 2    |
| 1.3    Hipotez.....                                                  | 2    |
| BÖLÜM 2                                                              |      |
| GENEL BİLGİLER .....                                                 | 3    |
| 2.    DENTAL KOMPOZİTLER .....                                       | 3    |
| 2.1    Dental Kompozitlerin Bileşimi .....                           | 4    |
| 2.1.1    Reçine Matrisi .....                                        | 4    |
| 2.1.2    İnorganik Dolgu Fazı.....                                   | 7    |
| 2.1.3    Ara Bağlayıcı Faz .....                                     | 8    |
| 2.1.4    Başlatıcı ve Hızlandırıcı Faz .....                         | 10   |
| 2.2    Dental Kompozitlerin Sınıflandırılması.....                   | 10   |
| 2.2.1    İnorganik Partikül Boyutlarına Göre Sınıflandırılması ..... | 10   |
| 2.2.2    Polimerizasyon Yöntemine Göre Sınıflandırılması.....        | 11   |
| 2.3    Dental Kompozitlerin Özellikleri .....                        | 13   |
| 2.3.1    Isısal Özellikler.....                                      | 13   |
| 2.3.2    Su Absorpsiyonu .....                                       | 13   |
| 2.3.3    Çözünürlük .....                                            | 14   |

|         |                                                                     |    |
|---------|---------------------------------------------------------------------|----|
| 2.3.4   | Renk ve Renk Stabilitesi .....                                      | 14 |
| 2.4     | Polimerizasyon Büzülmesi .....                                      | 14 |
| 2.5     | Polimerizasyon Büzülme Stresi .....                                 | 16 |
| BÖLÜM 3 |                                                                     |    |
|         | SAYISAL MODELLEME .....                                             | 19 |
| 3.      | Literatür Bilgisi .....                                             | 19 |
| 3.1     | Sonlu Eleman (Element) .....                                        | 20 |
| 3.2     | Düğüm noktası (Node) .....                                          | 22 |
| 3.3     | Koordinat Sistemi .....                                             | 23 |
| 3.4     | Şekil Fonksiyonları .....                                           | 25 |
| 3.5     | Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması .....                                | 25 |
| 3.6     | Sınır Şartları .....                                                | 26 |
| 3.7     | Sayısal Modelleme Örnekleri .....                                   | 26 |
| BÖLÜM 4 |                                                                     |    |
|         | DENEYSEL ÇALIŞMA .....                                              | 29 |
| 4.      | DeneySEL Aşamalar .....                                             | 29 |
| 4.1     | Kullanılan Kimyasallar .....                                        | 29 |
| 4.1.1   | Reçine Matrisi Oluşturan Kimyasallar .....                          | 29 |
| 4.1.2   | İnorganik Fazı Oluşturan Maddeler .....                             | 30 |
| 4.1.3   | Ara Bağlayıcı Faz İçin Kullanılan Maddeler .....                    | 33 |
| 4.1.4   | Fotobaşlatıcı Olarak Kullanılan Kimyasallar .....                   | 35 |
| 4.2     | Kullanılan Cihazlar .....                                           | 35 |
| 4.3     | Silanlama İşlemi İçin Yapılan Ön Çalışmalar ve Sonuçları .....      | 38 |
| 4.4     | Deneylerin Yapılışı .....                                           | 43 |
| 4.4.1   | Dental Kompozit Hazırlamak İçin Kullanılan Yöntem Basamakları ..... | 43 |
| 4.4.2   | Organik Matrisin Hazırlanması .....                                 | 45 |
| 4.4.3   | İnorganik Maddelerin Silanlanması .....                             | 45 |
| 4.4.4   | İnorganik Fazın Hazırlanması .....                                  | 46 |
| 4.5     | Yoğunlukların Hesaplanması .....                                    | 46 |
| 4.6     | Lazer Profilometresi ile Büzülme Değerlerinin Belirlenmesi .....    | 47 |
| BÖLÜM 5 |                                                                     |    |
|         | MODELLEME ÇALIŞMALARI .....                                         | 49 |
| 5.      | Sayısal Model İçin Uygulanan Aşamalar .....                         | 49 |
| 5.1     | Genel Yaklaşım .....                                                | 50 |
| 5.2     | Varsayımlar ve Yapısal Durum .....                                  | 51 |
| 5.3     | Sayısal Model .....                                                 | 52 |
| 5.4     | Sayısal Model İçin Gereken Verilerin Bulunması .....                | 55 |
| BÖLÜM 6 |                                                                     |    |
|         | SONUÇLAR VE TARTIŞMA .....                                          | 59 |

|                                                         |     |
|---------------------------------------------------------|-----|
| 6. Deneysel Sonuçlar .....                              | 59  |
| 6.1 Arşimet Prensibi ile Elde Edilen Sonuçlar .....     | 59  |
| 6.2 Lazer Profilometresi ile Elde Edilen Sonuçlar ..... | 66  |
| 6.3 Sayısal Modelleme Sonuçları .....                   | 71  |
| BÖLÜM 7                                                 |     |
| GENEL SONUÇLAR.....                                     | 96  |
| KAYNAKLAR .....                                         | 99  |
| EK-A.....                                               | 110 |
| ÖZGEÇMİŞ .....                                          | 116 |

## SİMGE LİSTESİ

---

|       |                                   |
|-------|-----------------------------------|
| C     | Karbon Atomu                      |
| °C    | Santigrat Derece                  |
| µm    | Mikrometre                        |
| ρ     | Yoğunluk                          |
| α     | Termal genleşme katsayısı         |
| (C=C) | Çift bağlı karbon                 |
| (C-C) | Tek bağlı karbon                  |
| Σ     | Toplam işareti                    |
| γ     | Gamma                             |
| (C=O) | Çift bağlı karbon-oksijen         |
| ∫     | İntegral işareti                  |
| J     | Jakobiyen matrisinin determinantı |
| ξ     | Ksi (Xi)                          |
| η     | Eta                               |
| ζ     | Zeta                              |
| Δ     | Delta                             |

## KISALTMA LİSTESİ

---

|        |                                         |
|--------|-----------------------------------------|
| μXCT   | X-ray mikrotomografi                    |
| 3D     | Üç boyutlu                              |
| BET    | Yüzey alanı ve porozite analizi cihazı  |
| BisGMA | Bisfenol A glisidil dimetakrilat        |
| CEMA   | N,N-siyanoetil-metilanilin              |
| CQ     | Kamforokinon                            |
| DMAEM  | dimetilamino etilmetakrilat             |
| DMAEMA | Dimetilamino etilmetakrilat             |
| DMAM   | Dimetilamino metakrilat                 |
| EDMA   | Etilen glikol dimetakrilat              |
| EDMAB  | Etil-4-dimetilaminobenzoat              |
| FTIR   | Fourier transform infrared spectroscopy |
| HA     | Hidroksiapatit                          |
| HEMA   | Hidroksietil metakrilat                 |
| ICI    | Imperial Chemical Industries            |
| LED    | Ligth emitting diode                    |
| MMA    | Metilmetakrilat                         |
| MPS    | Metakriloksipropil trimetoksisilan      |
| OSP    | Optical surface profiling               |
| SEM    | Scanning Electron Microscope            |
| SEY    | Sonlu elemanlar yöntemi                 |
| Ss.    | Standart sapma                          |
| TEGDMA | Trietilen glikol dimetakrilat           |
| TEM    | Transmission Electron Microscope        |
| UDMA   | Üretan dimetakrilat                     |
| XRF    | X-Ray Fluorescence                      |

## ŞEKİL LİSTESİ

|                                                                                                                                                                                                                           | Sayfa |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Şekil 2.1 a) BisGMA, b) TEGDMA, c) UDMA'nın kimyasal yapısı.....                                                                                                                                                          | 5     |
| Şekil 2.2 HEMA'nın kimyasal yapısı .....                                                                                                                                                                                  | 6     |
| Şekil 2.3 $\gamma$ -metakriloksipropiltrimetoksisilan ( $\gamma$ -MPS)'nin kimyasal yapısı. ....                                                                                                                          | 9     |
| Şekil 3.1 Bir boyutlu elemanlar .....                                                                                                                                                                                     | 20    |
| Şekil 3.2 İki boyutlu 4 nodlu dörtgen eleman .....                                                                                                                                                                        | 21    |
| Şekil 3.3 İki boyutlu 4 nodlu dörtgen eleman .....                                                                                                                                                                        | 21    |
| Şekil 3.4 Üç boyutlu dörtgen prizma eleman .....                                                                                                                                                                          | 22    |
| Şekil 3.5 Global koordinat sistemi .....                                                                                                                                                                                  | 23    |
| Şekil 3.6 Lokal koordinat sistemi.....                                                                                                                                                                                    | 24    |
| Şekil 3.7 Dörtgen elemanın doğal koordinatları .....                                                                                                                                                                      | 25    |
| Şekil 4.1 İnorganik dolgu maddelerinin partikül boyut dağılımı A) Hidroksiapatit B) Alümina C) Zirkonya .....                                                                                                             | 31    |
| Şekil 4.2 İnorganik maddelerin SEM görüntüleri .....                                                                                                                                                                      | 32    |
| Şekil 4.3 OSP 100 A Optik Non-Contact Yüzey Profillendirme Sistem A) LK -031 kodlu lazer ünitesi; B)Lazer verilerinin bilgisayara aktarıldığı ünite C) Lazer kontrolünün yapıldığı OSP 100A yazılım yüklü bilgisayar..... | 36    |
| Şekil 4.4 OSP 100 A Optik Non-Contact Yüzey Profillendirme Sisteminin Genel Mekanizması .....                                                                                                                             | 37    |
| Şekil 4.5 OSP 100A cihazı ile yapılan lazer taramalarında kullanılan basamaklar ....                                                                                                                                      | 37    |
| Şekil 4.6 Silanlı ve silansız hidroksiapatit'in FTIR görüntüleri A: Tüm görüntü B: Odaklanmış görüntü .....                                                                                                               | 39    |
| Şekil 4.7 A) Zirkonyanın FTIR görüntüleri B) Alüminanın FTIR görüntüleri.....                                                                                                                                             | 40    |
| Şekil 4.8 Dental kompozit üretimi için kullanılan deney basamakları .....                                                                                                                                                 | 43    |
| Şekil 4.9 Silanlama işlemi fotoğrafları.....                                                                                                                                                                              | 46    |
| Şekil 4.10 AND marka GR-200 model yoğunluk kitli hassas terazinin fotoğrafı .....                                                                                                                                         | 47    |
| Şekil 4.11 Lazer profilometresi ile tarama için yapılan işlemlerin fotoğrafları .....                                                                                                                                     | 48    |
| Şekil 5.1 Sayısal modelleme için akış şeması .....                                                                                                                                                                        | 50    |
| Şekil 5.2 Malzemenin 3 halinin (pasta-ön-son şekil) yoğunluk dağılımları .....                                                                                                                                            | 52    |
| Şekil 5.3 Pasta halindeki kompozit malzemenin pasta ve ön şekillendirme durumu .                                                                                                                                          | 55    |
| Şekil 5.4 Pasta halindeki kompozit malzemenin kalıp içine yerleştirilmiş ancak tamponlanmamış durumu.....                                                                                                                 | 55    |
| Şekil 5.5 Orijinal yapıda mesh oluşturma aşamaları.....                                                                                                                                                                   | 56    |
| Şekil 5.6 Tamponlama işlemi ve tamponlamadan sonraki kompozitin “ön”şekil şematik görünümü.....                                                                                                                           | 57    |
| Şekil 5.7 Tamponlama sonrasında ön-şekildeki meshlerin durumu .....                                                                                                                                                       | 57    |
| Şekil 6.1 Üretilen dental kompozitlerin pasta halinin gerçek ve teorik yoğunluk değerlerinin kıyaslanması. ....                                                                                                           | 61    |

|            |                                                                                                                                                                                          |    |
|------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 6.2  | Dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş polimerizasyon öncesi ve sonrası yoğunluk değişimleri .....                                                                       | 63 |
| Şekil 6.3  | Dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş polimerizasyon öncesi ve sonrası yoğunluk değişimlerine bağlı büzülme değerleri .....                                             | 65 |
| Şekil 6.4  | Dental kompozit numunelerinin iki yöntemle elde edilmiş büzülme değerleri .....                                                                                                          | 67 |
| Şekil 6.5  | Silanlı ve silansız içerik maddeli kompozitlerin büzülme değerlerinin kıyaslanması (A: Lazer Profilometresi ile elde edilen, B: Arşimet Prensibi ile elde edilen büzülme değerleri)..... | 68 |
| Şekil 6.6  | Fotobaşlatıcı oranının polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisi .....                                                                                                                     | 69 |
| Şekil 6.7  | İnorganik madde oranının polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisi .....                                                                                                                   | 70 |
| Şekil 6.8  | N1.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 71 |
| Şekil 6.9  | N1.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 72 |
| Şekil 6.10 | N1.3 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 72 |
| Şekil 6.11 | N1.4 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 73 |
| Şekil 6.12 | N2.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 73 |
| Şekil 6.13 | N2.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 74 |
| Şekil 6.14 | N2.3 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 74 |
| Şekil 6.15 | N2.4 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 75 |
| Şekil 6.16 | N3.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 75 |
| Şekil 6.17 | N3.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 76 |
| Şekil 6.18 | N4.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 76 |
| Şekil 6.19 | N4.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 77 |
| Şekil 6.20 | N5.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 77 |
| Şekil 6.21 | N5.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 78 |
| Şekil 6.22 | N6.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 78 |
| Şekil 6.23 | N6.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 79 |
| Şekil 6.24 | N7.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 79 |
| Şekil 6.25 | N7.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 80 |
| Şekil 6.26 | N7.3 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 80 |
| Şekil 6.27 | N7.4 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı .....                                                                                                                                    | 81 |
| Şekil 6.28 | N1.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 82 |
| Şekil 6.29 | N1.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 83 |
| Şekil 6.30 | N1.3 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 83 |
| Şekil 6.31 | N1.4 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 84 |
| Şekil 6.32 | N2.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 84 |
| Şekil 6.33 | N2.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 85 |
| Şekil 6.34 | N2.3 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 85 |
| Şekil 6.35 | N2.4 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 86 |
| Şekil 6.36 | N3.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. ....                                                 | 86 |

|            |                                                                                                                                          |    |
|------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 6.37 | N3.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 87 |
| Şekil 6.38 | N4.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 87 |
| Şekil 6.39 | N4.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 88 |
| Şekil 6.40 | N5.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 88 |
| Şekil 6.41 | N5.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 89 |
| Şekil 6.42 | N6.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 89 |
| Şekil 6.43 | N6.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 90 |
| Şekil 6.44 | N7.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 90 |
| Şekil 6.45 | N7.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 91 |
| Şekil 6.46 | N7.3 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 91 |
| Şekil 6.47 | N7.4 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi. .... | 92 |
| Şekil 6.48 | Sayısal modelleme ve Arşimet prensibi ile elde edilen büzülme değerlerinin kıyaslanması.....                                             | 95 |

## ÇİZELGE LİSTESİ

|                | Sayfa                                                                                                                                                |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Çizelge 4.1    | Organik matrisi oluşturan Bis-GMA ve HEMA'nın teknik özellikleri 29                                                                                  |
| Çizelge 4.2    | Deneylerde kullanılan HA'in teknik özellikleri..... 30                                                                                               |
| Çizelge 4.3    | Deneyisel dental kompozitlerde doldurucu olarak kullanılan Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ve ZrO <sub>2</sub> tozlarının teknik özellikleri ..... 30 |
| Çizelge 4.4    | Nanoboyutlu hidroksiapatit ve silikanın özellikleri..... 33                                                                                          |
| Çizelge 4.5    | $\gamma$ -MPS'nin teknik özellikleri..... 33                                                                                                         |
| Çizelge 4.6    | Siklohegzan kimyasalına ait kimyasal ve fiziksel veriler ..... 34                                                                                    |
| Çizelge 4.7    | Propilamin kimyasalına ait kimyasal ve fiziksel veriler ..... 34                                                                                     |
| Çizelge 4.8    | Foto-başlatıcı sistem için kullanılan CQ ve DMAM'nin teknik özellikleri ..... 35                                                                     |
| Çizelge 4.9    | Üretilen kompozitlerin Vickers sertlik değerleri ..... 41                                                                                            |
| Çizelge 4.10   | Dental kompozitlerin polimerizasyon büzülme değerleri..... 42                                                                                        |
| Çizelge 4.11   | Üretilen dental kompozit gruplarının organik/inorganik faz oranları... 44                                                                            |
| Çizelge 6.1.   | Üretilen dental kompozitlerin teorik yoğunluk değerleri ..... 59                                                                                     |
| Çizelge 6.2.   | Üretilen dental kompozitlerin pasta halinin gerçek ve teorik yoğunlukları. .... 60                                                                   |
| Çizelge 6.3    | Üretilen dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş pasta hali ve sertleşme sonrası yoğunlukları. .... 62                                |
| Çizelge 6.4    | Dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş polimerizasyon öncesi ve sonrası yoğunluk değişimlerine bağlı büzülme değerleri ..... 64      |
| Çizelge 6.5    | Lazer profilometresi ile elde edilen büzülme değerleri ..... 66                                                                                      |
| Çizelge 6.6    | Sayısal modelleme sonucu elde edilen büzülme değerleri ..... 94                                                                                      |
| Çizelge Ek-A.1 | Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... 110                               |
| Çizelge Ek-A.2 | Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... 111                               |
| Çizelge Ek-A.3 | Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... 111                               |
| Çizelge Ek-A.4 | Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... 112                               |
| Çizelge Ek-A.5 | Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... 112                               |
| Çizelge Ek-A.6 | Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... 113                               |
| Çizelge Ek-A.7 | Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... 113                               |

|                                                                                                                                    |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Çizelge Ek-A.8 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.).....  | 114 |
| Çizelge Ek-A.9 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.).....  | 114 |
| Çizelge Ek-A.10 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)..... | 115 |

**BİS-GMA ESASLI DENTAL KOMPOZİTLERİN FOTOPOLİMERİZASYONU  
ESNASINDA OLUŞAN YAPISAL DEĞİŞİKLİKLERİN MATEMATİKSEL  
MODELENMESİ**

Bilge Sema TEKEREK

Biyomühendislik Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Sevil YÜCEL

Dental kompozitler estetik görünüşleri ve kolay kullanımları nedeniyle diş dolgu malzemesi olarak tercihen kullanılmaktadır. Dental kompozitler organik, inorganik ve ara bağlayıcı olmak üzere üç temel fazdan oluşmaktadır. Polimer matrisi görünür ışık ile sertleşen bisphenol-a-glycidyl methacrylate (Bis-GMA) ve seyreltici monomer olarak triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA) oluşturur. Baryum veya çinko cam, kuvars, zirkonya ve silika gibi inorganik dolgu maddeleri dental kompozitlerde monomer matrisi güçlendirmek amacıyla kullanılır. Kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi organik mariste bulunan monomerlerin polimere dönüşümü ile meydana gelir. Sonuç olarak, hastanın dişine uygulanan kompozit dolgu; enamel kırılması, kompozitin kavite duvarından ayrılması, mikro sızıntı ve ikincil çürükler gibi başarısızlıklarla sonuçlanabilir. Bu nedenle polimerizasyon büzülmesi sırasında meydana gelen büzülme davranışını belirlemek daha iyi bir kompozit özelliği oluşturmak için önemlidir.

Bu çalışmada farklı inorganik/organik madde oranlarında farklı malzemeler kullanılarak oluşturulan kompozit malzemelerin yapısal olarak değişimini sayısal olarak modelleyerek büzülme prosesinin gelişimini izlemek ve elde edilen veriler ışığında büzülme hareketinin davranışının hangi parametrelere bağlı olduğunu irdeleyerek dental kompozitlerin içerik madde ve dış etken özelliklerinin karakterize edilmesi amaçlanmıştır. Sonuç olarak, uygulanan sayısal modelleme sonuçlarının deneysel hazırlanan kompozitlerin lazer profilometresi ile elde edilen polimerizasyon büzülmesi ve yapısal değişim sonuçları ile anlamlı olduğu ve iyi bir uyum sağladığı görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Dental kompozit, büzülme, Şekil değişimi, sayısal modelleme, lazer profilometresi.

## ABSTRACT

---

### **NUMERICAL MODELING THE STRUCTURAL CHANGES OF BisGMA-BASED DENTAL COMPOSITES DURING THE PHOTOPOLYMERIZATION**

Bilge Sema TEKEREK

Department of Bioengineering

PhD. Thesis

Adviser: Prof. Dr. Sevil YÜCEL

Dental composite materials are preferably used as a filling material due to their esthetic appearances and ease of use. Dental composites are composed of three major components; an organic polymer matrix, inorganic filler particles and coupling agent. The polymer matrix is usually produced by visible-light-cured bisphenol-a-glycidyl methacrylate (Bis-GMA), diluted with triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA). Inorganic fillers like barium or zinc glasses, quartz, zirconia, silica are used to reinforce the organic matrix. Polymerization shrinkage of composites arises from the formation of a polymer due to the monomer transformation which composes of organic matrix phase. Consequently, this may result in patient's teeth such failures as enamel fractures, debonding, microleakage and secondary caries. For this reason, investigation of shrinkage behavior during polymerization process is important to compose better composite material property.

The purpose of this study was to investigate the shrinkage behavior by means of mathematical modeling the shape change and to determine the parameters influencing the shrinkage value. Dental composites were obtained experimentally by using BisGMA (Bisfenol A-glycidil methacrylate) and HEMA (Hydroxyethyl methacrylate) as the organic matrix and hydroxyapatite (HA), alumina and zirconia as the inorganic fillers with various amounts. Archimedes principle was used for determine the density of the samples before and after polymerization. Shape change of the composites was found by numerically relating to the density values of the composites and these results were compared with the results of experimental shrinkage values obtained by laser profilometer. Polymerization shrinkage and shape change results obtained by numerical modeling were found to be in good agreement with the corresponding experimental values obtained by laser profilometer.

**Keywords:** Dental composite, shrinkage, shape change, numerical modeling, laser profilometer.

### GİRİŞ

#### 1.1 Literatür Özeti

Dişlerdeki çürük ve diğer problemlerin iyi bir estetik sonuç sağlanarak onarılabilmesi estetik diş hekimliği açısından önemlidir. Son yıllarda modern dental materyal ve tekniklerdeki ilerlemelerle birlikte estetik görünümlü dental restorasyon malzemelerinde önemli derecede gelişmeler meydana gelmiştir. Özellikle doğal dişin görünüşünü taklit edebilen ve estetik açıdan daha memnun edici olması nedeniyle dental kompozitlerin dental restorasyon malzemeleri içinde yeri ve önemi büyüktür.

Dental kompozitler başlıca monomer matris içinde inorganik dolgu fazının homojen bir şekilde dağılmasıyla elde edilen restoratif dolgu malzemesidir. Fazların farklı oranlarda karıştırılması kompozit reçinelere farklı kimyasal ve fiziksel özellikler kazandırmaktadır.

Dental kompozit reçinelerin restorasyon başarısını etkileyen en önemli parametre polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesi, sertleştirme işlemi sırasında kompozit dolgularda organik matris içindeki monomerlerin arasında bulunan van der Waals bağlarının kovalent bağa dönüşmesine bağlı olarak monomerlerin birbirine yaklaşarak polimer zinciri oluşturmasıyla meydana gelmektedir. Ticari amaçla kullanılan kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi %1,5 - 6 arasında değişmektedir.

Günümüzde dişçilikte estetik görünümü ve kolay uygulanabilirliği nedeniyle sıklıkla kullanılan kompozit dolguların ışınlama ardından meydana gelen büzülmeye pek çok etken sebep olmaktadır. Dental kompozit reçine içinde kullanılan inorganik/organik faz oranı, kullanılan malzemelerin özellikleri ve ışınlama sürecinin özellikle büzülme üzerindeki etkileri bilinmektedir. Son yıllarda dental kompozitlerle ilgili yapılan çalışmalarda temel hedef polimerizasyon büzülmesi düşük ve biyouyumlu kompozitleri üretmektir. Bu amaçla

inorganik dolgu fazında genel olarak kullanılan inorganiklerin yanında biyouyumlu HA gibi inorganik bir dolgu malzemesi üzerine de çalışmalar yapılmaktadır. Ancak henüz HA'nın ticari kompozitlerin içeriğinde kullanımı bulunmamaktadır.

## **1.2 Tezin Amacı**

Günümüzde kompozit diş dolguları artık eski ve geleneksel diğer dolgu türlerine oranla daha çok tercih edilmekte ve kullanılmaktadır. Bunların fotopolimerizasyon ile kürleştirilip hasta dışında son durumunu almaları esnasında oluşacak geometrik şekil değişimi (büzülme) marjinal boşluk, ikincil çürük, operasyon sonrası hassasiyet gibi istenmeyen sonuçların oluşmasına neden olacaktır. Dolayısıyla bu kompozitlerin kürleşme prosesi süresince nasıl şekil değiştirdiklerinin belirlenmesi ve özellikle farklı geometrilerde bu değişimin nasıl olacağının önceden bilinmesi bu olumsuz sonuçların engellenmesine ve uygulama öncesi gerekli pratik önlemlerin alınmasına yardımcı olacaktır. Yapılacak çalışmanın amacı öncelikle, dental kompozitlerin fotopolimerizasyonu süresince oluşan şekil değişimlerinin tespiti ve nedenlerinin belirlenmesidir. Daha sonra bu sonuçların farklı geometrilere uygulanabilmesini sağlayacak sayısal modelleme oluşturularak gerekli deneysel verilerle kıyaslanmış ve uygulanabilirliği tartışılmıştır.

## **1.3 Hipotez**

Dental kompozitler fotopolimerizasyon neticesinde büzülmeye uğrarlar. Bu geometrik değişimin hassas bir şekilde tespit edilebilmesi için temassız bir ölçüm sistemi kurulmalıdır. Farklı dolgu geometrilerinde oluşacak bu tür geometrik değişimlerin sayısal modelleme ile belirlenmesi uygulama öncesi önlemlerin alınması için gereklidir. Sonuç olarak, bu tür bir sayısal modellemenin doğruluğunun belirlenmesi amacıyla ilgili deneysel verilerle karşılaştırma yapılmalıdır.

### GENEL BİLGİLER

#### 2. DENTAL KOMPOZİTLER

İlk defa 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından geliştirilen kompozit reçineler; organik ve inorganik iki ana faz ile bu iki fazı birbirine tutunmasını sağlayan ara bağlayıcı fazından oluşan, mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan dolgu malzemeleridir. Kompozit reçineler, organik faza belli oranlarda inorganik madde eklenerek istenilen özellikleri geliştirilebilen malzemelerdir [1].

Genel olarak ideal bir dolgu maddesi; mekanik etkilere karşı dirençli, kavite duvarlarına adaptasyonu iyi, ısı iletkenliği az, pörözitesi azaltılmış, canlı dokularla biyolojik olarak uyumlu, hazırlanması ve uygulanması kolay, özellikle ön grup dişler için estetik olarak uyumlu, radyopak doldurucu içeren, ağız içinde hacim ve şekil değişikliğine uğramayan, maliyeti ucuz ve raf ömrü uzun, mine-dentin bağlanma ajanlarıyla uyumlu, bitirme ve polisaj işlemleri iyi ve kalıcı olmalıdır [2].

Diş hekimliğinde ilk kompozit reçineler, 1960 yılında üretilmiştir. Ancak üretilen ilk kompozitler yeterli özelliklere sahip olmadığı için zamanla geliştirilmiştir. Kompozit reçinelerde en önemli aşama, 1970'lerde ışıkla polimerize olan reçinelerin geliştirilmesiyle sağlamıştır. Yapılan araştırmalarda, ışık ile polimerize olan kompozitlerin kendi kendine polimerize olan kompozitlere göre aşınma direnci ve renk stabilitesi gibi özelliklerinin çok daha iyi olduğu gösterilmiştir [3]. 1980'lerde ilk posterior kompozitlerin üretimi arka dişlerde uygulanmak amacıyla özel olarak geliştirilmiştir. Bu kompozitlerin inorganik faz içinde partikül boyutları küçültülmüş ve inorganik madde miktarı arttırılmıştır. Buna bağlı olarak aşınma direncinde artış olduğu gözlemlenmiştir. 1980'li yılların ortalarında ışıkla polimerize olan kompozitlerin yapısında yeniden önemli gelişmeler meydana gelmiştir. Hibrit tip olarak

tanımlanan yeni kompozit türünde değişik partikül boyutlarına sahip inorganik dolgular kullanılarak özellikleri geliştirilmiştir.

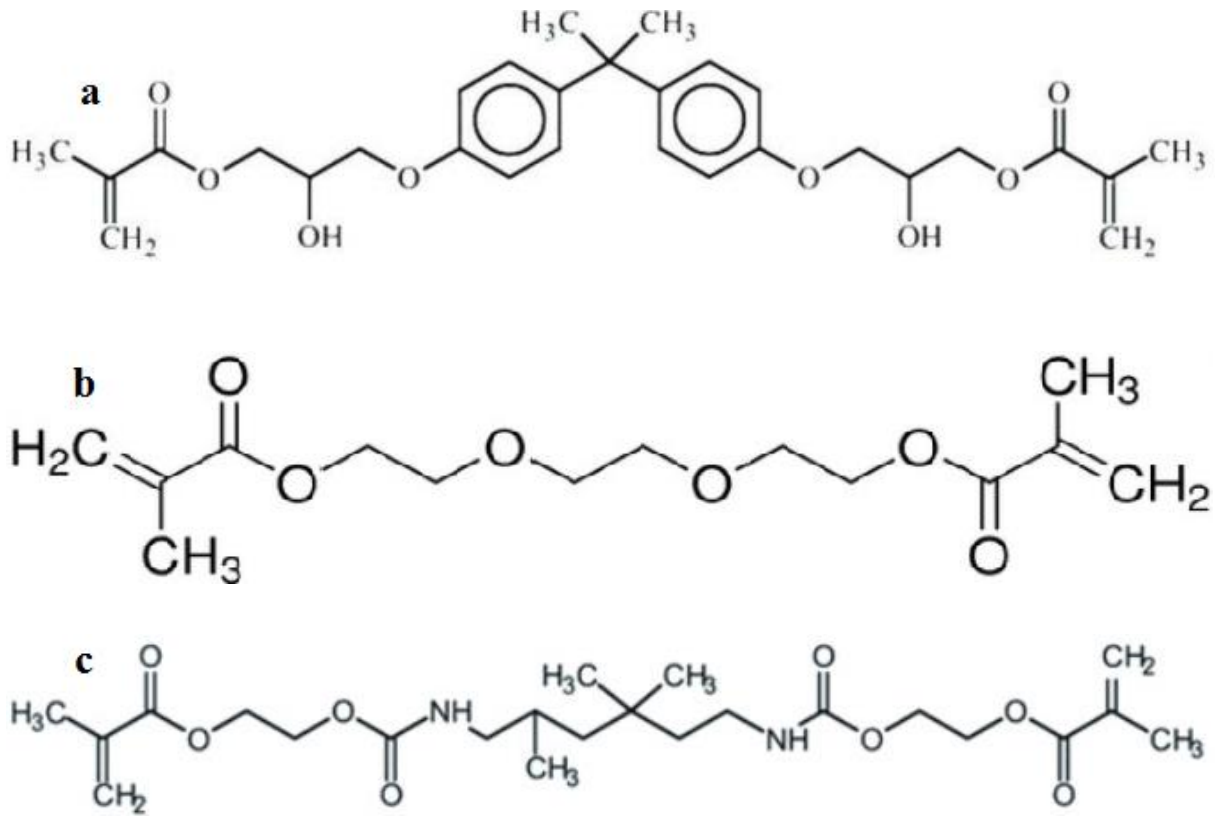
## **2.1 Dental Kompozitlerin Bileşimi**

Dental kompozitler genel olarak organik matris, inorganik dolgu fazı, ara bağlayıcı ve başlatıcı-hızlandırıcı maddelerden oluşan 4 fazdan meydana gelen dolgu malzemeleridir [4], [5]. Ayrıca renk sabitleyici, inhibitör ve renk verici malzemeler de kullanılmaktadır. Dişhekimliğinde kullanılan kompozit restoratif materyaller 4 esas öğeden oluşur:

- 1- Organik matris (Reçine fazı)
- 2- İnorganik dolgu fazı (İnorganik doldurucu)
- 3- Ara bağlayıcı faz (Silan ajan)
- 4- Başlatıcı-hızlandırıcı maddeler

### **2.1.1 Reçine Matrisi**

Reçine faz, kompozitin kimyasal reaksiyon sonucunda rijit bir polimere dönüşen bileşenidir. Ticari kompozitlerde, organik matris olarak kullanılan çapraz bağlı dimetakrilat karışımları polimer ağ oluşturarak pek çok faydalı etkiler meydana getirir [6], [7]. İlk olarak jel etkisi polimerizasyon dönüşüm oranında güçlü bir artışa önderlik eder. İkinci olarak polimer ağlarının mekanik özellikleri lineer polimerlerin mekanik özelliklerinden daha üstündür. Üçüncü olarak, elde edilen çapraz bağlanmış bir polimer matris suda çözünür değildir ve şişme derecesi, polimer ağının yoğunluğu ile orantılı olarak azalır [8]. Dental kompozitin sertleşmesi inert dolgu partiküllerini çevreleyen ve rijit bir polimer ağına dönüşen dimetakrilat monomerleri arasında meydana gelen bir kimyasal reaksiyonun sonucu gerçekleşir. Reçine matris plastik bir kitlenin katı sert bir forma dönüşmesini sağlayarak materyalin diş restorasyonlarında kullanılmasına olanak sağlar. Reçine matriste en yaygın kullanılan monomerler üretan dimetakrilat (UDMA), Bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve viskozite düşürücü olarak da Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) dır [9], [10], [11]. Monomerlerin kimyasal yapısı Şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 a) BisGMA, b) TEGDMA, c) UDMA'nın kimyasal yapısı

Bisfenol glicidil metakrilat (BisGMA) Bowen tarafından 1958 yılında tanıtılmasından ve geliştirilmesinden bu yana diş kompozit restorasyonlarında reçine olarak kullanılmaktadır [12]. BisGMA monomeri en çok kullanılan temel monomerlerden biridir. Metil metakrilat gibi daha küçük boyutlardaki monomerlere göre, BisGMA geniş moleküler boyutu ve kimyasal yapısı sayesinde uçuculuk ve polimerizasyon büzülmesi az olması, hızlı sertleşme, daha güçlü ve sert malzeme üretimi gibi bazı avantajları vardır [13], [14].

Son yıllarda, iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) reçine matrisinde kullanılmaktadır. Ayrıca bu yüksek molekül ağırlıklı monomerler reçinenin kırılma olmamasına ve daha yavaş yaşlanmasına imkan tanır. BisGMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan üretandimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin rezin matrislerini oluşturmaktadır [15].

Bis-GMA yüksek molekül ağırlığı (512 g/mol) ve yüksek viskoziteye (500000–800000 mPa·s) sahiptir [16]. UDMA'nın molekül ağırlığı (470 g/mol) ve viskozitesi (5000–10000 mPa·s) [16], BisGMA ya göre daha düşük olmasına rağmen her iki monomer de daha düşük molekül ağırlığı ve viskozite değerine sahip bir monomer ile seyreltilmektedir. Böylece,

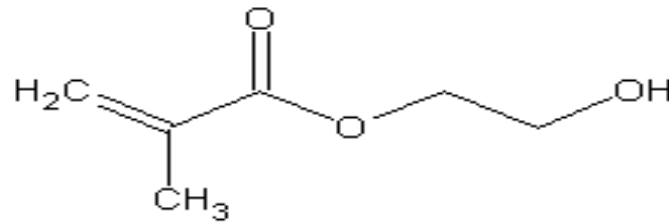
reçine matrisine seyreltici bir monomer eklenerek dental kompozitin daha kolay bir şekilde elde edilmesi sağlanmaktadır [17]. Trietilen glikol dimetakrilatın (TEGDMA) molekül ağırlığı 286 g/mol ve viskozitesi 100 mPa·s'dır [16]. Viskozitesi ve kopolimerizasyon karakteristiklerinin iyi olması bakımından dental kompozitlerin üretiminde BisGMA ile UDMA için seyreltici monomer olarak genellikle TEGDMA kullanılmaktadır. TEGDMA 1:1 oranlarında BisGMA ile kullanıldığında optimum özellikler elde edilir [18], [19]. Ayrıca, metil metakrilat (MMA) ve etilen glikol dimetakrilat (EDMA) da reçine matrisine seyreltici monomer olarak eklenebilmektedir [15], [20].

2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) dental adeziv ve kompozit reçine gibi biyomalzemelerin üretiminde kullanılan metakrilik asit temelli bir monomerdur (Şekil 2.2) [21].

Dental kompozit reçinelerde BisGMA veya UDMA gibi viskoz monomerlerin yanında seyreltici monomer olarak kullanımı az olmakla beraber özellikle adeziv sistemlerde primerlere ilave edilen bir monomer olarak kullanılmaktadır. HEMA, kollajen fibrillerine afinitesi olan hidrofilik ve adeziv reçine ile kopolimerizasyon için hidrofobik olmak üzere iki fonksiyonel grup içerirler [22], [23], [24]. HEMA küçük bir miktar metakrilik asit boyunca, etilen oksit ve stabilizatör metoksifenolden oluşan hidroksialkil ester monomeridir. HEMA polimerleşerek poliHEMA'ya dönüşür [24].

HEMA sadece dişçilikte değil, geniş bir alanda kullanımı olan küçük bir monomerdur. Polimerleşmeyen artık monomerlerin alerjik etkisinin olabilmesine rağmen [25] HEMA'nın medical alandaki popülaritesi iyi derecede biyoyumlu olması ile ilgilidir [26].

HEMA bağlanmayı arttırmada temel olarak tanımlanır. Düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik doğası nedeni ile ıslatma yeteneği çok iyidir [22], [27].



Şekil 2.2 HEMA'nın kimyasal yapısı

Yapılan bir çalışmada, reçine matriste BisGMA ile HEMA ve TEGDMA viskozite düşürücü olarak ve HA inorganik fazda dolgu maddesi olarak kullanılmıştır. Elde edilen dental kompozitlerin su absorpsiyonu özellikleri incelenmiştir. Sonuç olarak, HEMA'nın su emici özelliğine rağmen, kullanıldığı kompozitlerin su absorpsiyon derecesinin TEGDMA'nın kullanıldığı numunelere kıyasla çok fazla etkilemediği rapor edilmiştir [27]. Farklı bir çalışmada ise HEMA monomerinin kullanıldığı dental kompozit içinde hem viskozite düşürücü monomer hem de yapıştırıcı özelliği nedeniyle bağlayıcı ajan olarak da kullanılabileceği aktarılmıştır [10], [24].

### 2.1.2 İnorganik Dolgu Fazı

İnorganik dolgu fazı organik polimer fazı içerisinde dağılmış farklı büyüklükte ve şekilde kullanılan, ayrıca malzemeye mekanik özellik kazandıran maddelerdir. Dental kompozitlerde inorganik dolgular, basma ve aşınma gibi dayanıklılık özellikleri [28], [29]; sertlik [30], [31]; sıcak ve soğuk etkiler altındaki boyutsal değişimi azaltma (lineer genleşme katsayısı) [32], [33]; sertleşme esnasında meydana gelen büzülme [34], [35]; radoopaklık [36]; elastisite modülü; su absorpsiyonu; estetiklik ve işlenebilirlik gibi özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır. Genellikle kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri inorganik dolgu miktarına bağlı olarak gelişmektedir. Bu amaçla çeşitli seramik dolgu malzemeleri kullanılmaktadır, ancak pek çok faktöre bağlı olarak kullanımları değişmektedir [18], [37].

Dental kompozitler inorganik dolgu partikül şekli, boyutları, kompozisyonu ve hacimsel oranlarına bağlı olarak sınıflandırılmaktadır.

Genel olarak dental kompozitlerde inorganik faz içinde kuvars, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi seramik, cam ve silika türevi malzemeler kullanılmaktadır [38], [39]. En güncel kompozitlerin inorganik dolgu fazında baryum, stronsiyum, çinko, alüminyum, veya zirkonyum oksit temelli radyoopak silikat parçacıkları kullanılmaktadır [40], [41]. Baryum, Stronsiyum, yitrium ve çinko kompozit malzemeye radyoopozite özelliğini geliştirir. Silika partikülleri ise kompozitin mekanik niteliklerini güçlendirir ayrıca ışık geçirgenliğini artırır. Böyle kompozit malzeme mineye benzer bir görüntü verir. Silikanın kristalin formu bitirme ve polisaj işlemlerinin daha güzel olmasına katkı sağlar [15], [42]. Ayrıca, kompozit malzemeye işlenebilirliği artırmak ve yapışmayı azaltmak için az miktarda amorf silika eklenmektedir [18].

Dental kompozitlerin üretimlerinin ilk başlangıcında 0,1 µm ve 100 µm arasında değişen tanecik boyutlarında erimiş ve kristal kuvars ile çeşitli borosilikat ve lityum aluminosilikat camlar inorganik dolgu fazı içinde kullanılmıştır [43]. Elde edilen bu partiküller, dental kompozitin dayanımı için genel olarak ağırlıkça %70 - 80 (hacim olarak %55 - 65) oranlarında reçine matrisine eklenmektedir. Kuvars kullanımının temel avantajı kolay bulunması ve polimer reçineye uygun optik özelliklere sahip olmasıdır. Ancak, kuvars radyopak olmaması gibi olumsuz özellikleri de bulunmaktadır [18].

Amorf silika içeren mikro dolgulu kompozitler anterior restorasyonlarda parlatma işlemini daha iyi yapabilmek için geliştirilmiştir. Amorf silika partikülleri 0,04 µm çaplı mikron altı malzemedir. Amorf silika tek başına, ön-polimerleşmiş reçine dolgu olarak ve yığın halinde eklenmektedir. Ayrıca amorf silika kompozitin dolgu partikül hacmini artırmak üzere kullanılmaktadır [18].

Dental kompozitlerde kullanılan inorganik dolgu maddelerinin su içindeki davranışı üzerine yapılan pek çok çalışmada, sulu çözeltilerde çinko, baryum ve stronsiyum içeren radyopak camların kuvars ve silikadan daha çok çözünür olduğu belirlenmiştir [18], [32], [44], [45].

Kompozitin dolgu içeriği bazen dolgu maddesinin şekli ile belirlenir. Kompozit üretiminde mekanik açıdan iyi özellikler sağlamak amacıyla amorf dolgu partikülleri kullanıldığı gibi [46], küre şekilli de partiküller kullanılabilir. Küre şekilli dolgu maddeleri kompozit içinde yüksek inorganik faz içeriğine sahip olabildiği için yüksek sertlik ve esneme dayanımı değerleri elde edilmektedir. Karışık dolgu maddesi içerenlerde dolgu maddesi içeriği ile esneme dayanımı arasında herhangi lineer bir ilişki görülmemiştir [37]. Yapılan bir çalışmada, 72 farklı dental kompozit malzemenin inorganik dolgu maddelerinin hacimsel oranının mekanik özelliklerin üzerine büyük ölçüde etki ettiği belirlenmiştir. Dolgu içeriği, esneme dayanımı ve elastisite modülü arasındaki ilişkinin ise en belirgin olduğu görülmüştür [47]. İnorganik dolgu partikül şekli, dental kompozitlerin gerilme özelliklerini de belirler. Örneğin, küresel şekilli partikül içeren kompozitlerde stres daha üniform dağılırken düzensiz şekilli partiküller içerenlerde ise partikülün birbirlerine göre açılı durduğu bölgelerde stres konsantrasyonu meydana gelir [15].

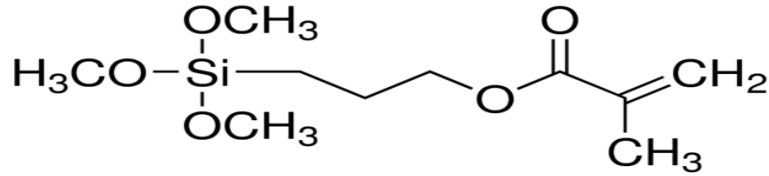
### **2.1.3 Ara Bağlayıcı Faz**

Diş kompozitlerin ilk gelişimi sırasında, malzemede iyi özelliklerin elde edilmesinin inorganik dolgu maddesi parçacıkları ve organik polimer matrisinin arasında güçlü bir bağ

oluşumuna bağlı olduğu gösterilmiştir [48]. Dental kompozit içinde kullanılan pek çok dolgu maddesinin yüzey modifikasyonu, a) reçine içindeki inorganik madde dağılımı artarken kompozitin pasta kıvamı ve hidrofilikliğin azalması gibi inorganik dolgu maddesinin yüzey enerjisini azaltmak için, b) polimer matris ve güçlendirici yüksek modüllü inorganik maddeler arasında kovalent bağ oluşumuna izin veren bir fonksiyonel arayüzey sağlamak için gereklidir [49]. İki fazın bağlanması her iki inorganik ve polimer matrisin karakteristiklerine sahip bir ara bağlayıcı ile meydana gelir. Dental kompozitler için genel ara bağlayıcı bir ucunda silanol (Si-OH) içeren ve diğer ucunda metakrilat grup (C=C) içeren bir moleküldür. Bu moleküller silika-temelli dolgudaki silikon-oksijen grupları ve reçine matrisindeki metakrilat gruplarla kovalent bağ oluşturabilir. Bağlayıcı faz ile ilgili yapılan çalışmalar, sonuçta elde edilen kompozitin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde ara bağlayıcının önemli olduğunu doğrulamıştır [18], [50], [51].

Dolgu fazı ve reçine matrisi arasında kullanılan ara bağlayıcı kompozitin aşınma direncini gibi bazı özelliklerini etkiler [52]. Bileşik faz molekülleri bir ucunda silan grubu ve diğer ucunda metakrilat grubuna sahiptir ve böylece hem dolgu partiküllerine hem de reçineye bağlanabilir. Malzemenin dayanıklılığı için dolgu partiküllerinin silanlanması önemlidir [53].

En genel kullanılan ara bağlayıcı madde  $\gamma$ -metakriloksipropil trimetoksisilan ( $\gamma$ -MPS)'dir (Şekil 2.3). Polimerizasyon prosesi bağlayıcı içindeki metakrilat gruplarının arayüzey bağlanmasını artırarak reçine monomerleri ile kopolimerize olmasını sağlar [16].



Şekil 2.3  $\gamma$ -metakriloksipropiltrimetoksisilan ( $\gamma$ -MPS)'nin kimyasal yapısı.

Metakriloksipropil trimetoksisilan (MPS) ve diğer silan çeşitleri inorganik dolgu ve çeşitli metilmetakrilat temelli komponent içeren reçine arasında kovalent bağ oluşumu ile dental kompozitleri güçlendirmek için kullanılır [54]. Muhtemelen dolgu-reçine kompozitinin organik-inorganik arayüzeyinde silan bağlanmasının ayarlanması ile dental kompozitlerin aşınma dayanımına silanizasyon işleminin etkileri incelenmiştir [55]. MPS'nin bir ucunda silika üzerindeki hidroksi grupları ve diğer dolgu maddelerindeki oksitler ile Si-O-Si bağı oluşturur. Si-O-Si bağının su ile hidrolizi yaşlanma esnasında polimer-dolgu arayüzeyinin

zayıflamasının beklendiği iyi bilinen bir durumdur [56], [57]. Silanın diğer ucu aynı zamanda reçine matrisi ile kovalent bağ yaparak kompoziti güçlendirir [54].

#### 2.1.4 Başlatıcı ve Hızlandırıcı Faz

Fotobaşlatıcı türü ve foto başlatıcı/reçine oranı doğrudan polimerizasyon oranını ve dönüşüm derecesini etkiler, ayrıca bu iki faktör aynı zamanda son stres oranını ve büyüklüğünü de etkilemektedir [16]. Kimyasal olarak aktive edilen kompozit reçinelerde başlatıcı olarak benzoil peroksit ve hızlandırıcı olarak (N,N-dimetil-p-toluidin, N,N-dihidroksietil-p-toluidin, vb.) gibi aminler kullanılır [18]. Işık ile aktive edilen kompozit reçinelerde ise kamforokinon (CQ) gibi diketon fotobaşlatıcılar ile dimetil aminometakrilat gibi aktivatörler kullanılır [18], [58], [59].

Kamforquinon (CQ)/tersiyer amin sistemi 1971 yılında keşfedildiğinden beri değerli bir görünür ışık başlatıcısı olarak bilinmektedir. Başlatıcı mekanizması üzerinde tersiyer amin ile CQ'nun foto-uyarıcı kompleks oluşturmak için ışığı absorbladığı ve sonuç olarak amin türevi serbest radikallerin gelişir. Burada CQ fotobaşlatıcı mekanizmasının hidrojen ayırma işlemini gerçekleştirir. CQ/tersiyer amin sistemi pek çok avantaja sahip olmasına karşın tersiyer amin fosforik asit, fosfonik asit veya adeziv monomerlerdeki karboksilik asit gibi asidik gruplarla yük transfer komplekslerini [60], [61] veya istenmeyen dörtlü amonyum tuzu oluşturmak üzere reaksiyona girebilmektedir [16], [62].

Bu dört fazın yanında yardımcı bazı maddeler de kompozitlerin içeriğinde kullanılmaktadır.

***İnhibütörler:*** Polimerizasyonun kendiliğinden meydana gelmesini engeller ve böylece malzemenin raf ömrü uzar. Bu amaçla bütillenmiş hidroksitoluen kullanılır.

***Pigmentler:*** Kompozitin rengini ayarlamak için kullanılır. Bu amaçla metal oksitlerinden titanyum ve alüminyum oksitler özellikle estetik görünümlü ve doğal diş rengine benzer renk verdiği için kompozitlerin reçine matrisinde kullanılır.

## 2.2 Dental Kompozitlerin Sınıflandırılması

### 2.2.1 İnorganik Partikül Boyutlarına Göre Sınıflandırılması

Lutz and Phillips [63], dental kompozitleri partikül boyutlarına göre sınıflandırmışlardır. Bu sistemde geleneksel, hibrit, ve mikrodolgu kompozit türleri vardır. Geleneksel kompozitler ortalama partikül boyutları 1-15 µm olan dolgu, hibrit kompozitler ortalama partikül boyutu 5

$\mu\text{m}$  olan öğütölmüş cam ile  $0.04\ \mu\text{m}$  olan mikro dolgu partiköllerinden oluşur. Mikrodolgulu kompozitler ise  $0.04\text{-}0.1\ \mu\text{m}$  partiköl boyutlu dolgu içerir. Ayrıca mikrodolgulu kompozitler küresel, yığın ve kıymık şekilli partiköller içermesi bakımından alt sınıflara ayrılmaktadır [18].

Dolguların dişe karşı daha az aşındırıcı olması nedeniyle mevcut cam dolgulardan daha yumuşak olan inorganik dolguların gelişmesi klinik olarak faydalıdır. Kalsiyum metafosfat seramikler özellikle yumuşak bir yüzeye sahip malzeme üretimi için uygun bir malzemedir [18].

Kompozitin inorganik dolgu fazında kullanılan partiköl boyutları teknolojinin gelişmesi ile küçölmüştür. Son birkaç yıl içinde bu alanda en önemli gelişmelerden biri dental kompozit reçinelere nanoteknolojinin uygulanmasıdır. Dolgu partiköllerinin boyutu hibrit kompozitlerde  $0.04\text{-}20\ \mu\text{m}$  ve mikrohibrit kompozitlerde  $0.7\text{-}3.6\ \mu\text{m}$  [64], mikrodolgu içeren kompozitler  $1\ \mu\text{m}$  mikrometrenin altında (yaklaşık olarak  $300\ \text{nm}$  boyutunda) partiköller içerir. Şimdilerde nanokompozitler dolgu partiköl boyutu  $5\text{-}100\ \text{nm}$  aralığında yeni dolgu partikölli geliştirilmektedir ve dişçilik alanında uygulanmaktadır [65], [66], [67]. Kompozitlerde inorganik dolgu partiköl büyüklüğü yüzey pürüzlölüğü ile doğrudan bağlantılıdır. Küçük partikölli dolguların kullanılması yüzey alanının arttırılmasını ve iyi cilalanabilirliği sağlar [68]. Ayrıca, nano ve mikro boyutlu partiköller daha uzun süreli estetik özellikli malzeme üretmek için kullanılmaktadır [66], [69]

Küçük partiköl boyutlu dolgu maddeleri genellikle polimerin bozulması, reçine-dolgu maddesi bağ kaybı ve dolgu maddesi parçacıkları kaybı nedenleri ile meydana gelen yüzey aşınmasına karşı dayanımı artırmaktadır [70], [71], [72].

Çalışmalar küçük partiköl boyutlarının malzemenin aşınma dayanımını artırdığını [73], [74], [75]; yüzey parlaklığını ve pürüzsüzölüğünü koruduğunu göstermiştir [76].

## **2.2.2 Polimerizasyon Yöntemine Göre Sınıflandırılması**

Polimerizasyon yöntemine göre kompozitler; kimyasal yolla (kendi kendine) polimerize olan kompozitler, ışıkla polimerize olan kompozitler ve hem kimyasal hem de ılık ile polimerize olan kompozit reçineler şeklinde sınıflandırılmaktadır.

*Kimyasal yolla (kendi kendine) polimerize olan kompozitler*; ilk geliştirilen kompozit çeşididir. Kimyası geleneksel akrilik sistemlere dayanır. Başlatıcı olarak benzoil peroksit ve

hızlandırıcı olarak organik amininin kullanıldığı iki pastanın karıştırılması ile sertleşme başlar. İlk üretilen sistemlerde organik amin olarak DMPT (N-dimetil-p-toluidin) kullanılmıştır. Yakın dönemde ise renk stabilizasyonu açısından kabul edilebilir olan DHEPT (Dihidroksietil-p-toluidin) kullanıma sunulmuştur. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit reçinelerin vücut ısısı nedeniyle merkeze doğru gösterdikleri büzülme, içerdikleri tersiyer amin nedeniyle görülen renklenme, çalışma sürelerinin kısa oluşu gibi önemli dezavantajları vardır [15], [39], [43]. Kendi kendine sertleşen kompozitlerin popüleritesi ışık ile sertleşen kompozitlerin geliştirilmesi ile azalmıştır. Kendi kendine sertleşen kompozitlerde ışıkla aktive edilenler gibi yüksek dönüşüm derecesi elde edilmez [77]. Bunu sebebi düşük seviyelerde kullanılan amin/peroksit oranlarına veya inhibitörün fazla kullanılmasına bağlıdır. Bununla beraber, klinik çalışmalar kendiliğinden sertleşen kompozitlerin zamanla ışık ile sertleşen kompozitlere göre daha çok karardığını da göstermiştir [18], [78].

*Işık ile aktive edilen kompozitler;* dişçilik alanında en çok kullanılan kompozit malzemelerdir. Işıkla aktive edilen dental kompozitlerde başlatıcı 470 nm'deki mavi ışığına hassas olan kamforquinondur (camphoroquinone). Kamforquinonun (CQ) reaktivitesi dimetilamino etilmetakrilat (DMAEM), etil-4-dimetilaminobenzoat (EDMAB) ve N,N-siyanoetilmetilanilin (CEMA) gibi amin indirgeme ajanı içeren bir maddenin eklenmesi ile artar. Görünür ışık ile sertleşen sistemde, [CQ]/[DMAEMA] (2-(N,N-dimetilamino)etil metakrilat) c İngiltere'de çalışan araştırmacılar Dart ve Nemcek tarafından 1971 de geliştirilmiştir [79]. Son zamanlarda dental restoratif kompozitler CQ/amine kompleks başlatıcısı içeren görünür ışık ile sertleşen ve tek komponentten oluşan malzemelerdir [80].

CQ ve amin konsantrasyonları ticari kompozitlerde ağırlıkça %0,2-1,2 oranında değişir [81]. Yoshida and Greener [82] inorganik içermeyen reçinede maksimum sertleşmenin CQ'nun %1 oranında ve CQ ile DMAM'nin 1:1 oranda kullanıldığında elde edildiğini belirlemişlerdir [18].

Işık ile sertleşme kontrollü bir çalışma süresi sunar. Ayrıca, zaman alan ve malzemenin içine porözite katan iki karıştırma işlemini de ortadan kaldırmaktadır.

*Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler,* çeşitli klinik gereksinimlerin karşılanması için ışık ve kimyasal sertleşme yeteneklerini birleştiren iki pasta içeren malzemelerdir. Bu tür kompozitlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak reçine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. İki pasta karıştırıldığı anda kimyasal olarak aktivasyon başlar. Işık muamelesi ile karıştırma olmadan polimerizasyon

başlar [83], [84]. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip reçineler, özellikle derin kavitelerde, 2 mm'den daha kalın reçine uygulamalarında girişin zor olduğu, interproksimal (komşu dişler arası) alanlarda başarılıdır [39].

## **2.3 Dental Kompozitlerin Özellikleri**

### **2.3.1 Isısal Özellikler**

Dental kompozitlerin ince dolgu içerenlerin termal genleşme katsayısı ( $\alpha$ )  $25-38 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ , mikrodolgu içeren kompozitlerin ise  $55-68 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'dir. Kompozitler için  $\alpha$  değerleri içine eklenen bileşenlerin ortalamasından daha az olur. Dentinin termal genleşme katsayısı  $8,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  ve mine ise  $11,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'dir. Mikrodolgulu kompozitlerin yüksek değere sahip olmasının nedeni içindeki reçine matrisin oranının fazla olmasıdır. Cam dolgular termal genleşme katsayısının azaltılması için daha kullanışlıdır.

Termal stresler diş bağlanma noktalarında polimerizasyon büzülmesinin negatif etkileyen ek bir gerilimin oluşmasına neden olur. Malzemenin termal değişimlere uygun olmaması malzemede ve bağlanmada hata oluşumuna sebep olur. Eğer boşluk olursa, kompozit ve dişin termal genleşme katsayısı arasındaki farklılık oral sıvı sızmalarına olanak verir [85].

### **2.3.2 Su Absorpsiyonu**

Hibrit partikül içeren kompozitlerde su absorpsiyonu ( $5 - 17 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) mikro dolgu içeren kompozitlerden ( $26 - 30 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) daha düşüktür. Bunun nedeni, mikro partikül içeren kompozitin daha düşük polimer matris oranına sahip olmasıdır. Silan ara bağlayıcının kalitesi ve stabilitesi polimer ve dolgu maddeleri arasındaki bağın bozulması ve su emme miktarını minimize etmede önemlidir. Ağız içi sıvılarını tutma ile bağlantılı olan genişleme polimerizasyon stresini rahatlatılabilir. Ancak; su emme, polimerizasyon büzülmesi ve stres gelişimine göre daha yavaş bir prosestir. Polimerizasyon işlemine başladıktan 15 dakika sonra hidroskopik genleşme ölçümüne başlanır. Pek çok reçinenin dengeye ulaşması için 7 gün ve genleşme büyüklüğü için 4 gün gereklidir. İnce partikül içeren kompozitler mikro partikül içeren kompozitlerden daha düşük su emilimi değerine sahip olduğu için suya maruz kaldığında daha az genleşme gösterir [85].

### 2.3.3 Çözünürlük

Kompozitlerin su çözünürlüğü 0,25 - 2,5 mg/mm<sup>3</sup> arasında değişir. Yetersiz ışık yoğunluğu ve süresi özellikle yüzeyden daha büyük derinliklerde yetersiz polimerizasyonla sonuçlanır. Yetersiz polimerize olmuş kompozitler daha büyük su emilimi ve çözünürlük değerlerine sahiptir. Bunun sonucunda renk kararsızlığı gibi klinik sonuçlar gösterir. Mikrohibirt kompozitler su içinde bekletildiğinde inorganik iyonlar salınır. Bu iyonlar ara yüzey bağlanma işlemini olumsuz yönde etkiler. Silika 30 gün sonunda su içinde (15 - 17 µg/mL) çözünürlük gösterir. Mikrodolgulu kompozitler daha yavaş silika salınımı gösterir. Cam dolgular içinde bulunan boron, baryum ve stronsiyumun çözünürlük değeri 6 - 19 µg/mL aralığında değişir. Bozulma ve sızma, kompozitin aşınma ve yıpranmaya karşı dayanımı için katkı sağlayan bir faktör olabilir [85].

### 2.3.4 Renk ve Renk Stabilitesi

Estetik restorasyonların klinik olarak eşleşmesi için renk ve tonların karışımı önemlidir. Günümüzde farklı opasitiye sahip kompozitler kullanılmaktadır. Bu durum daha iyi estetik sonuçlar sunmaktadır. Renk değişimi ve çevresindeki diş ile ton uyumu kaybı restorasyonun değişimine sebebiyet verir. Polimer matrisin içinde stres çatlakları ve hidrolizin bir sonucu olarak reçine ile inorganik dolgu maddelerinin bağlarının kısmi bozulması opaklığı artırmaya ve görünümün değişmesine eğilimlidir. Renk değişimi aynı zamanda oksidasyonla meydana gelebilir. Yapay yaşlandırma ve çeşitli renk verici maddeler (kahve, çay, üzüm suyu vb.) kullanılarak hazırlanmış ortamlarda kompozitlerin renk stabilitesi çalışmaları gerçekleştirilmektedir [85].

### 2.4 Polimerizasyon Büzülmesi

Monomerler arasındaki moleküler arası boşlukların ışık ile aktivasyon sonucu organik matrikte bulunan çift bağlı karbon (C=C) bağlarının tek bağlı karbon (C-C) bağlarına dönüşümü ile azalır. Diğer bir deyişle polimerizasyon reaksiyonu sonucu yapıda bulunan van der Waals bağlarının kovalent bağa dönüşerek monomerlerin polimerleşmesi ile büzülmesi meydana gelir. Büzülmenin büyüklüğü monomer boyutları yanı sıra oluşan kovalent bağ sayısına göre belirlenir. Polimerizasyon büzülmesi, polimerin viskoz akışının dereceli olarak azaldığı ve polimerin elastik bir katı forma döndüğü jel-fazına ulaşınca stres meydana gelir.

Post-jel polimerizasyon aşamasında büzülmenin artması ile polimerizasyonun ilk aşamasında polimerin katılı ı ve büzülme stresi artar [18], [86], [87], [88].

Polimerizasyon büzülmesinin derecesi moleküler ağırlık ve monomerlerin fonksiyonelli ine de bağlıdır [89]. Böylece aynı molekül a ırlı ındaki monomerler kıyaslandığında polimerizasyon büzülmesi fonksiyonellik artıkça artmaktadır. Aynı fonksiyonelli e sahip monomerler kıyaslandığında polimerizasyon büzülmesi moleküler ağırlık azaldıkça artar. Sonuç olarak BisGMA'nın seyreltilmesi polimerizasyon büzülmesini artırır [90]. Dental kompozitlerin lineer ölçümlerinde %0,5 – 4 oranları elde edilmektedir [90] [91]. Volumetrik büzülme ise %1,5 - 6 arasında değişmektedir [87], [92], [93].

Reçine kompoziti ve di  yapısı arasındaki önemli bir kuvvet harcamadan sürdürülebilmesine rağmen bu durum zayıf marjinal adaptasyona, operasyon sonrası ağrıya ve ikincil çürüklere sebep olabilir [24].

Kompozit reçinenin polimerizasyon büzülmesi malzemenin özelliklerinin yanında polimerizasyonun ba latılma şekline bağlıdır [39], [94]. Polimerizasyonları kimyasal yolla başlatılan dental kompozitlerde polimerizasyon, vücut ısısına bağlı olarak restorasyonun en derin bölgesinden ba lar ve reçine kitlesinin merkezine doğru bir büzülme görülür. Kompozitin karıştırma süresi, ana madde katalizör oranı ve porözite bu büzülmeyi etkiler [24].

Polimerizasyonları ışık ile başlatılan dental kompozitlerde ise polimerizasyon ışık kaynağına en yakın yerinden ba lar ve reçinenin ışık kaynağına bakan di  yüzüne doğru bir büzülme görülür. ışık kaynağının gücü, uzaklığı, kompozitin rengi ve kalınlığı b z lmede rol oynayan etkenlerdir [24].

Polimerizasyon sırasında ortaya çıkan ekzotermik ısı da polimerizasyon reaksiyonunu hızlandırarak büzülmeyi arttırır. Bu ısı reaksiyona giren monomer miktarına bağlıdır. B z lmeyi arttıran bir başka etken ışık kaynağından yayılan ısıdır. İlk 20 saniye içinde hızla artan ısı (42 C) yaklaşık 50 saniye sonra ortadan kalkar [39].

Versluis ve arkadaşları [94], ışıkla polimerize olan dental kompozit reçinelerde büzülme doğrultusunun ışık kaynağından gelen ı ı ın do rultusundan etkilenmediğini ve büzülme streslerinin yönlerini belirlemede kavite şeklinin ve bağlanma kalitesinin daha önemli olduğunu bildirmişlerdir. Kinomoto ve arkadaşları [95], polimerizasyon büzülmesi streslerinin büyüklüğü ve dağılımı açısından kimyasal ve ışıkla polimerize olan kompozitleri

karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda her iki kompozitte stres dağılımlarının benzer olduğu fakat ışıkla sertleşen kompozitlerde kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre daha hızlı polimerize olmaları nedeniyle daha fazla büzülme stresi oluştuğunu bildirmişlerdir.

Polimerizasyon büzülmesinin ölçümünde en çok kullanılan yöntem dilatometredir. Bu metotta kompozit örnekleri genel olarak cıva gibi reaktif olmayan sıvıyla sertleşme periyodu esnasında kaplanır. Polimerizasyon esnasında hacimsel büzülme kapiler tüp içindeki cıva seviyesinin görüntülenmesiyle ölçülür. Büzülme ön jelleşmeden son jelleşmeye kadar sertleşme döngüsü boyunca görüntülediği için büzülme büyüklüğü sık sık “toplam büzülme” olarak ifade edilmiştir. Dilatometre yönteminde elde edilen büzülme değeri depolama veya elastiklik modülünün gelişiminden önceki değeri verdiği için klinik performans için bir gösterge olarak kullanılabilir [96].

Diğer bir yöntem olan bonded disk metodu ise büzülme direk olarak bir pirinç halka içerisinde bulunan kompozit örneğinin yüzey enerji ve adezyonu boyunca yüzeyiyle bağlantılı tutulan bir ince cam lamelin yön değiştirmesini görüntüleyerek ölçülür. Bonded disk metodu cıva dilatometresiyle benzer değerler verir. Dilatometre yöntemi hacimsel değişimi ölçerken bonded disk metodu bir tek eksen boyunca oluşan boyutsal değişimleri ölçtüğü göz önünde bulundurulursa bu iki metot arasındaki karşılıklı ilişki şaşırtıcıdır. Fakat, bonded disk metodunun sonuçları örneğin boyut ve sınır koşullarına büyük derecede bağlıdır [97].

Toplam büzülmeyi ölçmek için kullanılan Accuvol® olarak isimlendirilen bir parça ile yapılan optiksel metotta sertleşme esnasında döndürülen kompozit numunenin çıkış taslağının dijital video görüntülerini yakalanır [98]. Bu görüntüler üzerinden hacimsel değişimler hesaplanır.

Dilatometre, Accuvol®, bonded disk ve linometre metotlarından farklı olarak elektrik dirençli strain gage yöntemi sadece kompozitin elastik özellikleri geliştikten sonra kompozitin büzülmesini ölçmek için uygundur [99]. Kompozitin bazı sertlik özelliklerinin gelişmesinden sonra bu yöntemle boyutsal değişiklikler ölçülebilir. Strain gage’ler tipik olarak rijid yüzeylerde kullanılır ve yumuşak olan kompozit kullanımları için dizayn edilmemiştir.

## **2.5 Polimerizasyon Büzülme Stresi**

Kavite duvarlarına bağlanarak büzülen(küçülen) malzemenin sınırlanması sonucu büzülme stresi meydana gelir. Polimerizasyon reaksiyonun başlangıç aşamasında reçine kompoziti akar ve gelişen stresi rahatlatır. Bu akım genelde makroskopik ve mikroskopik komponentlerden

meydana gelir. Mikroskopik akım, polimerizasyon reaksiyonu sırasında serbest yüzeylerde meydana gelir [100]. Mikroskopik akım reçine içinde oluşan polimerin yeniden düzenlenmesine bağlıdır. Moleküllerin yapısı, polimer ağ yapısının çapraz bağ yoğunluğu, matrisin birbirine tesir etmesi, doldurucu partikülleri ve reaksiyon kinetiği bu akımın oluşmasında rol oynayabilir. Bu aşamadan sonra stres artmaya başlar [101]. Ayrıca, malzemenin özellikleri, geometrisi ve sınır koşulları; polimerizasyon stresini etkileyen ve birbirleriyle etkileşen faktörlerdir.

Dönüşüm derecesi, polimerizasyon oranı, büzülme gerinimi, elastik modülü, ön-jel akımı ve post-jel büzülmesi stres gelişiminde rol oynayan malzemen faktörleri arasındadır [49], [102], [103], [104], [105]. Geçmiş pek çok çalışma büzülme ve buna eşlik eden stresi azaltmak için farklı yollar önermiştir. Bu yollardan bazıları, kompoziti tabakalar halinde yerleştirme, strese absorbe edici tabaka sürme, soft-start ışıkla sertleştirme ve malzemenin yeniden dizayn edilmesi gibi yöntemlerdir [101], [106].

Polimerizasyon büzülme stresi diş restorasyon malzemesi ile kavite duvarı arasında kısıtlı koşullar altında reçine veya kompozit numunenin polimerizasyon prosesi sırasında oluşur. Gerilme-gerinim cevabı olarak gözlemlenen modülde olduğu gibi, polimerizasyon stres gelişimi polimerin gelişen modülüne ve bağlı ara yüzeye bağlanarak engellenmiş büzülme için polimerin potansiyeline genellikle bağlıdır. Açık veya bağırsız yüzeyden serbest büzülme, bağlanmış alt-tabakanın uyumu veya polimerin içinde veya ara yüzeyde oluşan hasar bölgeleri ve bozuklukların tümü stres rahatlatma mekanizmaları oluşturur. Dental kompozitlerde polimerizasyon büzülme stresi aslında restorasyonların yerleştirmesini zorlaştıran önemli bir malzeme sınırlayıcı olarak bilinir. Stres gelişimi ile meydana gelen zorluklar teknik duyarlı yapıştırma protokolleri yanı sıra artımlı katman teknikleri için dikkatli gözlemlmeleri gerektirir. Hatta bağlama işlemi protokolüne tam olarak takip edilse bile dentin bağlama işlemi yine de şüphelidir [107], [108] Malzemede ve dentine adeziv bağlanmasında kullanılan tekniklerdeki gelişimlere hali hazırda ihtiyaç varken restoratif malzemeler tarafından yürütülen zorlukların kapsamını limitleyen yaklaşımlar dental kompozitlerdeki reçinelerde geliştirme çalışmalarının çoğu sürdürülmeye devam ediyor [109], [110], [111], [112].

Çalışmaların önemli bir kısmı polimerizasyon büzülmesi ışında dental kompozitlerin stres seviyelerinin ölçümüne ve malzemenin modül hususlarına odaklanmıştır [113], [114], [115], [116], [117]. Stres gelişim prosesi için daha kapsamlı bir anlayış geliştirmek için gerçek

zamanlı yakın-IR (infrared) dönüşüm görüntüleme tekniği simültane çift dinamik stres ölçümü için uygundur [118], [119].

Kompozit reçinelerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı yani dönüşüm derecesi de büzülmeyi ve büzülme stresini etkilemektedir. Dental kompozitlerin restorasyonu sırasında dönüşüm derecesinin yüksek olması gerektiği bilinen bir durumdur [120]. Polimerizasyon derecesi artarken reçinede reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişir [121], ancak büzülme stresi artar. Büzülme stresini düşürmek için dönüşüm derecesinin azaltılması kompozit malzeme için yararlı değildir. Çünkü polimerizasyon derecesini düşürmek kompozitin mekaniksel özelliklerini ve biyoyumluluk özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. İdeal bir kompozit reçin yüksek dönüşüm derecesi oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir [120].

Polimerizasyon reaksiyonları sırasında tüm monomerin polimere dönüşmesi dental kompozit reçinelerde arzu edilen bir durumdur. Dönüşüm derecesi olarak adlandırılan bu reaksiyonun kapsamı kompozit restorasyonların fiziksel ve mekanik özelliklerinin pek çoğunu belirler. Dönüşüm derecesi polimerizasyon başlatıcı, hızlandırıcı ve inhibitörleri [82], monomerlerin kimyasal yapısı [122], [123], reaksiyonu başlatmak için kullanılan ışığın enerjisi [124], malzemenin inorganik dolgu kompozisyonu [125] ve kompozitin renk tonu gibi pek çok faktör tarafından etkilenmektedir [18].

### SAYISAL MODELLEME

#### 3. Literatür Bilgisi

Sonlu elemanlar analizinde, canlı ya da cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktararak gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılır [126].

Analiz yapılacak model, matematiksel olarak anlamlı ve daha basit geometrik parçalara yani elemanlara bölünür. Elemanların birbirlerine bağlı oldukları yerlere düğüm denilir. Elemanlar değişik geometrik şekillerde olabilir. Bir elemandaki fiziksel olarak meydana gelen değişiklik diğer elemanlara düğümler aracılığıyla yansır. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına veya başka bir etkene bağlı olarak ortaya çıkan gerilimler (stres), gerinimler (strain) ve/veya yer değiştirmeler (deplasman) ölçülebilmektedir [126], [127], [128]

Analiz için stres ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgilere ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlar [129], [130];

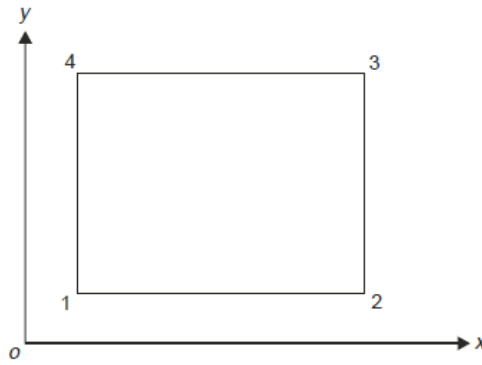
1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı,
2. Her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
3. Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı,
4. Her bir düğüm noktasının koordinatları,
5. Sınır şartlarının tipi
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir.

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir.



Basit ama daha az kullanılan iki boyutlu elemanlar kenarları global koordinat sistemine paralel olan 4 nodlu dikdörtgen elemanlardır (Şekil 3.2). Bu sistemler otomatik olarak kurmak için kolaydır. Ancak eğimli sınırları benzeştirmek için uygun değildir.

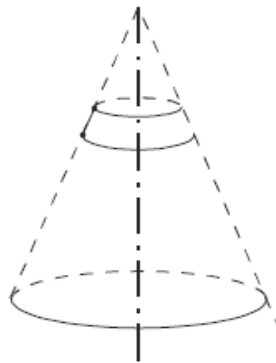
Dörtgen elemanlar aynı zamanda sonlu elemanlar metodunda kullanılır. İlk olarak dörtgen elemanlar üçgen elemanların biraraya getirilmesi ile geliştirilmiştir. İzoparametrik kavramı geliştirildikten sonra bu durum geride kaldı. İzoparametrik kavramı tanımlanan geometriler ve nodal bilinmeyenler için aynı fonksiyonu kullanmaya dayanır. Hatta yüksek dereceli üçgen elemanlar dörtgen elemanları üretmek için kullanılabilir.



Şekil 3.2 İki boyutlu 4 nodlu dörtgen eleman

#### *Aksi-simetrik elemanlar:*

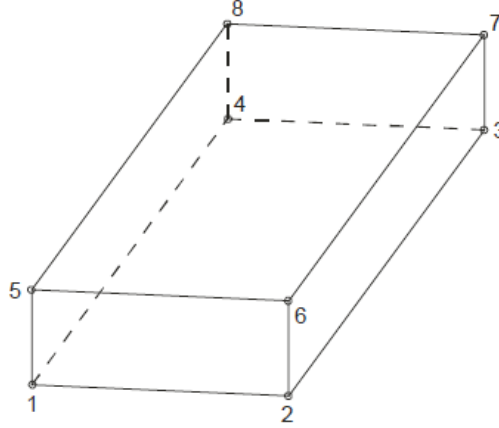
Aksi-simetrik elemanlar aynı zamanda halka tip elemanlar olarak da bilinir. Silindirik depolama tankları, milleri, roket başlıklarının analizi gibi aksi-simetrik problemlerin analizinde faydalıdır. Aksi-simetrik elemanlar bir- veya iki-boyutlu elemanlardan düzenlenebilir. Bir-boyutlu aksi-simetrik eleman kesik konik ve iki-boyutlu aksi-simetrik eleman üçgen veya dörtgen kesit alanlı bir halkadır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Aksi-simetrik eleman

### Üç-boyutlu elemanlar:

İki boyutlu problemler için kullanılan üçgen elemana benzer tetrahedron üç boyutlu problemler için kullanılan temel elemandır. Tetrahedron her bir köşesinde bir noda sahiptir. Sekiz nodlu üç boyutlu elemanlar özel durumlu bir hekzahedron veya dikdörtgenler prizması şeklindedir. Dörtgenler prizması şeklindeki eleman tuğla eleman (brick element) olarak bilinir. Üç boyutlu dörtgen prizma eleman Şekil 3.4'te gösterilmektedir.



Şekil 3.4 Üç boyutlu dörtgen prizma eleman

### 3.2 Düğüm noktası (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller "eleman" olarak adlandırılan sonlu sayıda geometrik şekillere ayrılır. Bu elemanlar node denilen düğüm noktalarından birbirlerine bağlıdır. Düğüm noktaları sonlu elemanlar analizinde temel bilinmeyenlerin belirleneceği yerde seçilmiş sonlu noktalardır [133]. Sistemde meydana gelen yer değiştirme gibi durumlar düğümlerden birbirine aktararak elemanları etkilemektedir. Bu noktalarda meydana gelen yer değiştirmeler elemanın gerilmesi ile ilgilidir. Sonlu elemanlar yöntemi ile analiz yapmak bu düğüm noktalarının belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi gereklidir [131],[132]. Elemanın içindeki herhangi noktadaki temel bilinmeyenler yakınsama/enterpolasyon/şekil fonksiyonları kullanılarak elemanların nodal değerleri cinsinden belirlenir [133].

İki düğüm noktası çeşidi vardır. Bunlar, iç ve dış düğüm noktalarıdır. Dış düğüm noktaları elemanların yüzeyinde ve kenarlarında bulunur, iki veya daha fazla eleman ile ortaktır. İç düğüm noktaları elemanın iç kısmında bulunan noktalardır. O eleman için özel bir düğümdür ve diğer başka bir eleman ile bağlantısı yoktur. Böyle düğüm noktaları enterpolasyon fonksiyonlarını seçerken geometrik izotropinin gereksinimlerini gidermek için işaretlenir [133].

Stres analizi için yer değiştirme, ısı akış problemleri için sıcaklık ve akışkan akımı için veya manyetik alan problemlerinde potansiyel temel bilinmeyenlerdendir. Demet analizi, düzlem gerilmesi ve düzlem gerinimi gibi problemlerde sadece yer değiştirme sürekliliğini karşılamak ise yeterlidir. Çünkü herhangi bir nodal noktadaki eğimde değişim yoktur. Böyle problemler sıfırıncı süreklilik problemleri olarak sınıflandırılır ve  $C^0$  olarak gösterilir. Kiriş ve plaka durumunda sadece yer değiştirme sürekliliği değil aynı zamanda eğim sürekliliği de sağlanmalıdır. Yer değiştirmenin ilk türevi eğim olduğu için böyle problemler birinci derece süreklilik problemleri olarak adlandırılır ve  $C^1$  süreklilik problemleri olarak belirtilir [133].

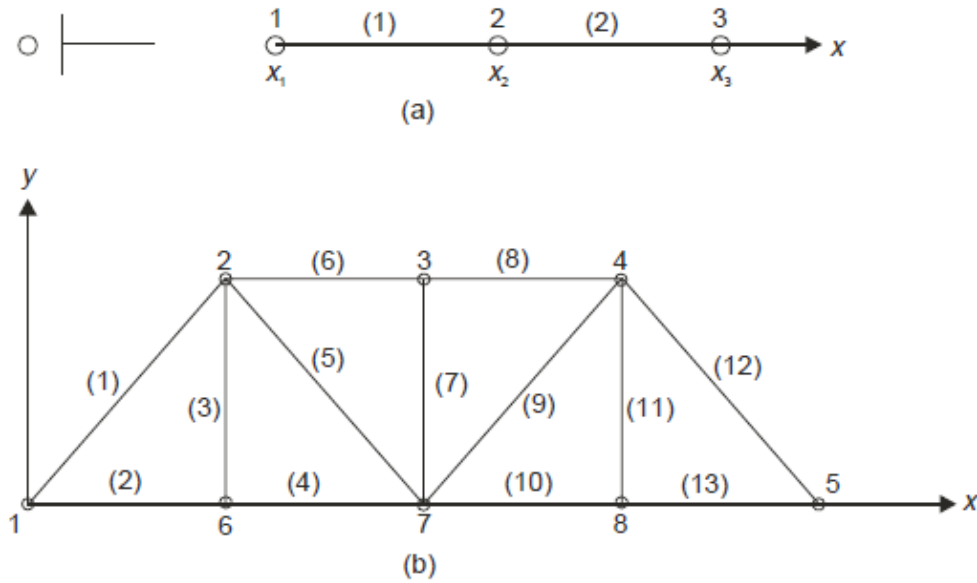
### 3.3 Koordinat Sistemi

Sonlu elemanlar yönteminde aşağıda geçen üç koordinat sistemine başvurulur;

- (i) Global koordinatlar
- (ii) Lokal koordinatlar
- (iii) Doğal koordinatlar

#### (i) Global koordinatlar

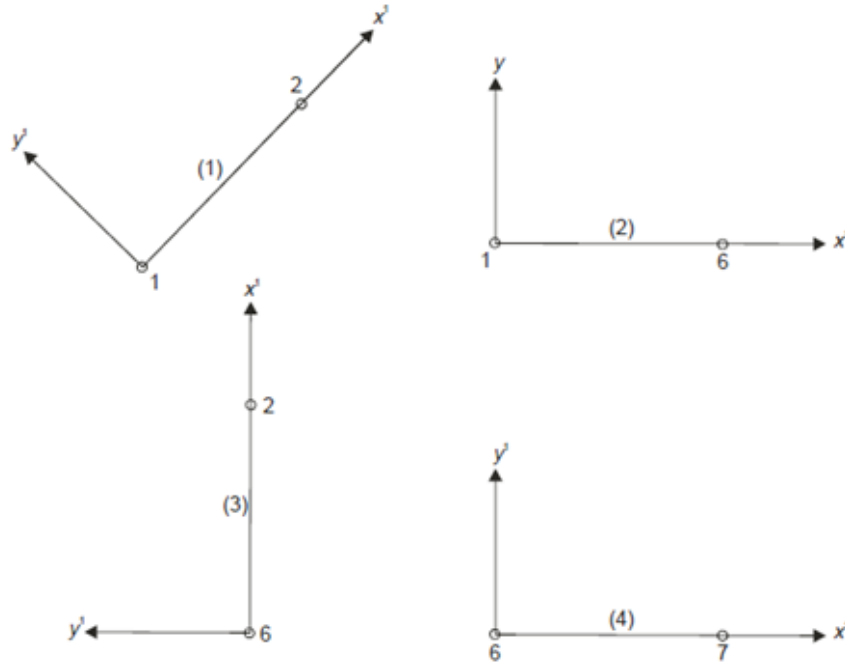
Tüm yapıdaki noktaları belirtmek için kullanılan koordinat sistemi global koordinat sistemi olarak adlandırılır. Şekil 3.5'te Kartezyen global koordinat sistemi gösterilmektedir [133].



Şekil 3.5 Global koordinat sistemi

### (ii) Lokal koordinatlar

Eleman özelliklerinin türetilmesinde kolaylık olması için SEY’de çoğu zaman her bir eleman için ayrı bir koordinat sistemi kullanılır. Bu koordinat sistemi Şekil 3.6’da gösterilmiştir. Ancak, son eşitlikler global koordinat sisteminde oluşturulur [133].



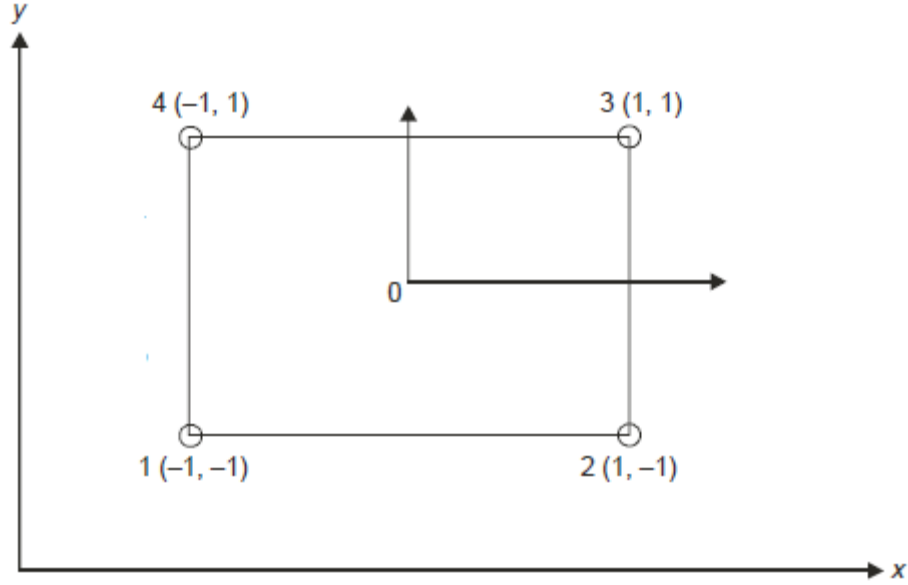
Şekil 3.6 Lokal koordinat sistemi

### (iii) Doğal koordinatlar

Bir doğal koordinat sistemi eleman içindeki büyüklüğü hiçbir zaman bir değerini aşmayan boyutsuz bir terim ile bir noktanın tanımlanmasına olanak sağlayan bir koordinat sistemidir. Elemanın içindeki herhangi noktanın koordinatının tanımlanmasında nodal koordinatlara ağırlık verilerek elde edilir. Bundan dolayı böyle bir sistemde  $i$ 'inci koordinatındaki  $i$  düğüm noktasında bir, diğer düğüm noktalarında da sıfır değerine sahiptir [133].

Doğal koordinat sisteminin kullanımı eleman özelliklerini birleştirmede avantajlıdır, çünkü ifadeler doğal koordinat sisteminde verildiğinde kapalı integral formülleri mümkün olur.

Doğal koordinat sistemi bir boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak sınıflandırılır.



Şekil 3.7 Dörtgen elemanın doğal koordinatları

Dörtgen elemanlar için doğal koordinatlar Şekil 3.7’de gösterilmiştir. Doğal koordinatların ( $\xi$  ve  $\eta$ ) değerleri -1 ve +1 arasında değişir. Global koordinat ile doğal koordinatların arasındaki ilişki  $x = \sum L_i x_i$  ve  $y = \sum L_i y_i$  şeklindedir [133].

### 3.4 Şekil Fonksiyonları

Sonlu elemanlar analizinde amaç, elemanın içindeki herhangi bir noktada temel değişkenlerin elemanın nodal noktalarında değerlerin bir fonksiyonu olduğu varsayılarak titiz analizler ile nodal noktalarda alan değişkenlerini bulmaktır. Elemanın içindeki herhangi bir noktada alan değerini düğüm noktalarının alan değerlerine bağlayan bu fonksiyonlar şekil fonksiyonu olarak adlandırılır. Bu aynı zamanda enterpolasyon fonksiyonu ve yakınsama fonksiyonu olarak da adlandırılır. Temel alan değişkenlerinde iki boyutlu stres analizi yer değiştirmedir [133].

### 3.5 Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Ağ (mesh) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları ile oluşturulur. Mesh üretimi hazır programlar tarafından otomatik olarak yapabildiği gibi kullanıcıya da mesh üretimini gerçekleştirebilir. Mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına

karar verilmesi gerekebilir. En iyi şekilde modelin uygun elemanlara ayrılıp uygun meshlerin üretilmesi problemi de göz önünde bulundurarak dikkatle yapılmalıdır [126], [131],[132].

### **3.6 Sınır Şartları**

Sınır şartları cisme uygulanan kuvvetin yönüne veya dışarıdan etki eden etmenlerin başlama noktasına göre değişir. Sınır şartları, cisme uygulanan kuvvetin yönünü, meydana gelen stres, gerinim ile yer değiştirme tepkilerinin şeklini ve sabit olarak kabul edildiği bölgeyi gösterir [126], [131].

### **3.7 Sayısal Modelleme Örnekleri**

Polimerizasyon büzülmesi ve arkasından meydana gelen büzülme stresinin analizi için literatürde çok sayıda çalışmalar mevcuttur. Bugüne kadar, genellikle boşluk oluşumunu değerlendiren dolaylı metotlar farklı kompozit-dentin bağlanma ajanlarının sıkı marjinal bir bağ oluşturma özelliklerini kıyaslamak için kullanılmıştır [134]. Ayrıca SEM analizi gibi diğer metotlar ile sadece kompozit malzemelerin yüzeysel özellikleri değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi, klinik durumu görselleştirerek polimerizasyon büzülmesinin yönünü (vektörel) modellemek için alternatif bir yaklaşımdır, ancak, bu metot bilgisayar modellemesi için gerekli bazı varsayımlar ile sınırlıdır [94]. Bu nedenle, klinik durum ile eşleşen hiçbir mükemmel ölçüm bulunmamaktadır, çünkü modelleme gerçek durumları basitleştirmek ve idealize etmek ile yapılan analizlerdir.

Polimerizasyon büzülmesi yönü, marjinal adaptasyon (kavite kenarları ile olan adaptasyon) ve stres dağılımını tahmin etmek için kullanılan temel bir konudur [94], [135], [136]. Büzülme meydana geldiğinde boyutu ve yönü büzülme vektörleri olarak tasvir edilebilir [137]. Dental literatürde tartışmalı hipotezler ışıkla sertleşen reçine kompozitlerinin ışık kaynağına doğru, kendiliğinden sertleşen kompozitlerin de kütle merkezine doğru büzüldüğünü ifade etmektedir [100], [138], [139].

Sonlu elemanlar metodu gibi modern sayısal yöntemler, karmaşık geometriler ve malzemelerin düzenlemesi ile diş restorasyonlarında büzülme gerilmeleri tahmin etmek için kullanılan çok güçlü yöntemlerdir. Kahler ve arkadaşları [140], çeşitli sonlu elemanlar çalışmalarının, farklı anatomisi kullanımı (diş ve restorasyon), sınır koşulları (kök ve arayüzler) ve büzülme modelleri ile ilgili doğal zorluklar ve tutarsızlıklar olduğuna dikkat çekmişlerdir. Literatürde gerilme ölçüm (Strain-gage) [141], foto-elastik ve Moire

metotlarının [142] yanı sıra sonlu elemanlar yöntemi ile modelleme [143] gibi metotlarla büzülme olayını irdelemek için farklı yaklaşımlar kullanılmaktadır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar modelleri, ayrıca mekanik testlerde kullanılan numunelerin davranışlarını [144], [145], [146]; kenar delaminasyonlarının davranışlarını [147], [148]; ve kompozit laminatlarda yüzeye yakın delaminasyonları [149], [150] incelemek için de kullanılmıştır.

Chuang ve arkadaşları [93], bölgesel gerilim ölçümü ve sonlu elemanlar analizinin beraber kullanılarak ışıkla sertleştirilen kompozit malzemelerin polimerizasyon büzülmesi ve stresine kavite konfigürasyonunun etkisini çalışmışlardır. Sonuç olarak, sonlu elemanlar metodu simülasyonları 2×4 mm kavitede sırasıyla servikal kenar boşlukları ve kavite taban üzerinde yer alan maksimum von Mises stresi ve temel stres bulunduğunu göstermiştir. Deneysel doğrulama ile simülasyon kavite derinliğinin arayüzey bağlanma kaybına ve büzülme stresi oluşumuna büyük etkisi olduğunu göstermiştir.

Li ve arkadaşları [151], yaptıkları çalışmada viskoelastik malzeme kullanılarak basitleştirilmiş Sınıf-1 kompozit restorasyonunda büzülme stresinin analitik çözümünü çıkarmışlardır. Sonuçta, büzülme stresi için analitik çözüm sonlu elemanlar analizi tarafından daha gerçekçi geometrilerin verildiği sayısal sonuçlarla oldukça iyi uyumuştur. Sonuçlar restorasyon içinde derindeki kalan stresin çiğneme y zeylerindekiinden daha büyük olduğunu göstermiştir. Bunun nedeni daha önceki yerinde olan malzemenin viskoz akış boyunca stres rahatlamasını limitleyen e -üç eksenli gerilime benzer stres durumuyla karşı karşıya olmasıdır. Hassasiyet analizi, büzülme stresi gelişimi üzerine etkisi olan en önemli faktörün malzeme büzülmesi ve diğer önemli ikinci faktörün de Young's modülü olduğunu göstermiştir. Viskozite ve polimerizasyon oranı sadece yüzeyde kalan streten etkilenmektedir. Restorasyonun büyüklüğünün göreceli olarak kalan stres gelişimine az bir etkisi olmuştur. Diğer yandan enamel kalınlığı restorasyon içindeki stresi artırmaktadır. Ancak bu çiğneme yüzeyinde değildir.

Chiang ve arkadaşları [152], polimerizasyon büzülme miktarını ve yönünü deneysel olarak belirlemek ve gözlemlemek için yaptıkları çalışma sonucunda yapışmayan restorasyonlarda (a ız dışında yapılan denemelerde) yer değiştirme vektörleri m kemm l olmasa da kütle merkezli i e doğru yöneldiği ve yapışmış restorasyonlarda (ağızda yapılan) ise iki daralma modeli olduğu görülmüştür. Bu ya kavitenin bir tarafına doğru ya da restorasyonun üst yüzeyine doğru olmaktadır. Ayrıca, önerdikleri metodun polimerizasyon büzülmesi ile oluşan

3 boyutlu yer değiştirme vektörünü görselleştirebildiği ve büzölme vektörlerinin miktarı ve yönelimleri ile ilgili mevcut modelleri doğrulama potansiyele sahip olduğu da bildirilmiştir.

Başka bir çalışmada ise [153] temsili azı dişi temelli 3D-sonlu elemanlar diş/restorasyon model geometrileri için  $\mu$ XCT (X-ray mikrotomografi,) molar-görüntülerinin ardışık software prosesini tanımlanmıştır. Deneysel sonuçlarında diş ve model arasındaki maksimum sapma %0,1'den daha az bulunmuştur. Stres konsantrasyonu yükün uygulandığı ve diş-kompozit ara yüzey çevresindeki yüzeyde bulunmuştur. Tanımlanan prosedürün herhangi kavite konfigürasyonu ve restoratif malzeme kombinasyonu ile restore edilen dişin detaylı 3 boyutlu sonlu eleman modeli üretimi için başarılı bir metot olduğu ve aynı zamanda diğer biyolojik ve biyomalzeme uygulamaları içinde kullanılabilir olduğu ifade edilmiştir.

**DENEYSEL ÇALIŞMA****4. Deneysel Aşamalar**

Deneysel olarak dental kompozitlerin üretimi aşamasında Şekil 4.8’de gösterilen deneysel basamaklar uygulandı [24]. Ayrıca kimyasal malzemeler ve kullanılan cihazlar ile uygulanan kimyasal basamaklar bu kısımda detaylı olarak verildi.

**4.1 Kullanılan Kimyasallar****4.1.1 Reçine Matrisi Oluşturan Kimyasallar**

Deneysel olarak üretilen kompozitlerin organik matrisi için BisGMA ve HEMA kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan BisGMA ve HEMA maddeleri Sigma Aldrich firması (Chemie GmbH, Riedstr. 2, D-89555 Steinheim, Germany) tarafından üretilmiştir. Kullanılan monomerlerin teknik özellikleri Çizelge 4.1’de görülmektedir.

Çizelge 4.1 Organik matrisi oluşturan Bis-GMA ve HEMA’nın teknik özellikleri

| Özellikler                      | Bis-GMA | HEMA   |
|---------------------------------|---------|--------|
| Molekül ağırlığı (g/mol)        | 512,59  | 130,14 |
| Safılık (%)                     | –       | 97     |
| Parlama noktası (°C)            | 110     | 96     |
| Kaynama noktası (°C)            | –       | 67     |
| Erime noktası (°C)              | –       | <–60   |
| Yoğunluk (25 C) (g/mL)          | 1,161   | 1,073  |
| Refraktif indeks ( $n_{20/D}$ ) | 1,552   | 1,453  |
| Saklama sıcaklığı (°C)          | 2–8     | 2–8    |

#### 4.1.2 İnorganik Fazı Oluşturan Maddeler

Kompozit malzeme üretimi için kullanılan inorganik dolgu materyalleri hidroksiapatit, alüminyum oksit (alümina) ve zirkonyum oksittir (zirkonya). Çizelge 4.2’de HA’in; Çizelge 4.3’de alümina ve zirkonyanın teknik özellikleri verilmiştir.

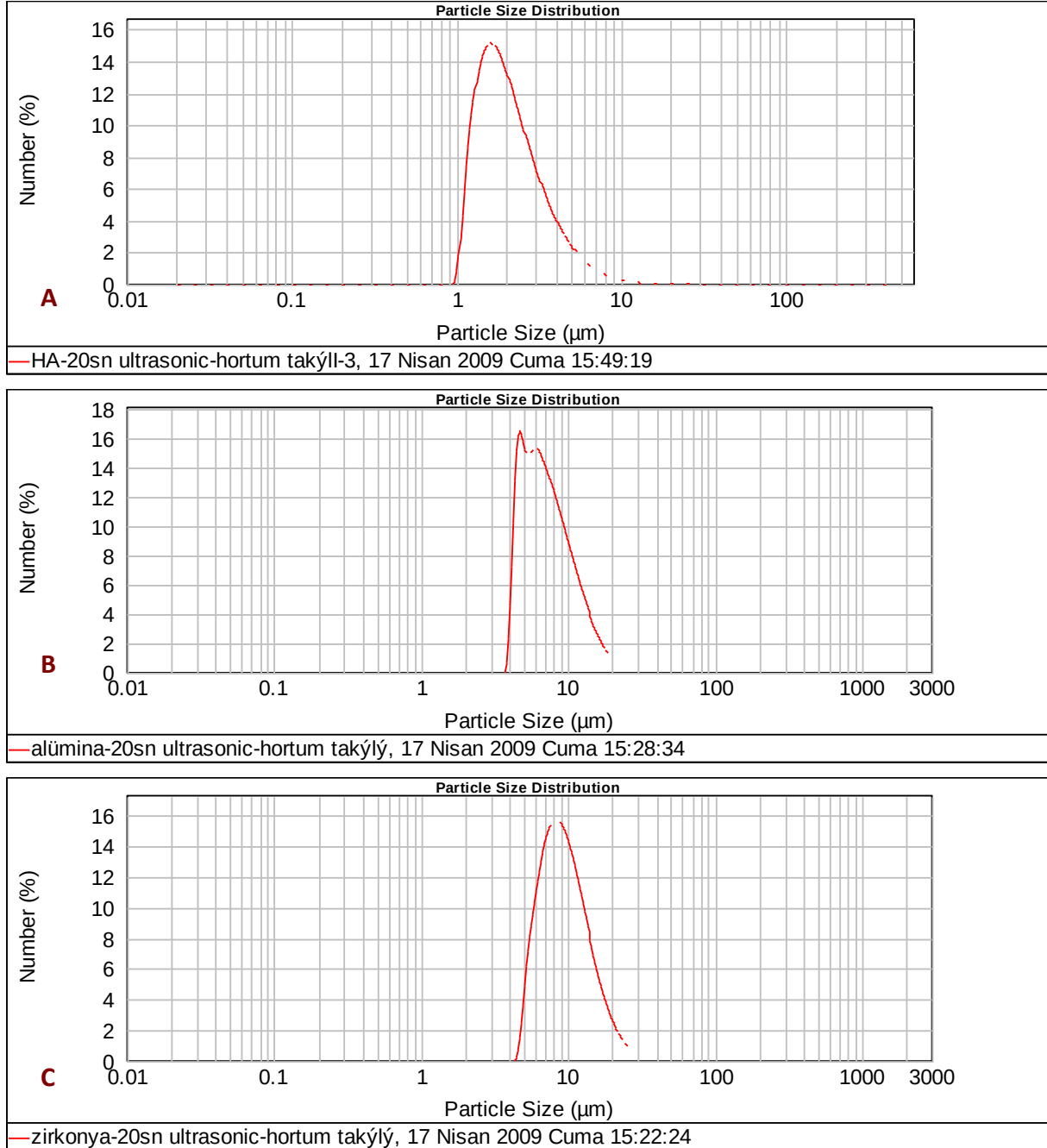
Çizelge 4.2 Deneylerde kullanılan HA’in teknik özellikleri

|                               |                                                            |
|-------------------------------|------------------------------------------------------------|
| Ürün Adı                      | Hidroksiapatit                                             |
| Ürün Markası                  | Fluka                                                      |
| Moleküler Formül              | $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$ |
| Moleküler Ağırlık             | 502,31                                                     |
| Analiz                        | $\geq 90\% \text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$                     |
| Klorit ( $\text{Cl}^-$ )      | $\leq 500 \text{ mg/kg}$                                   |
| Sülfat ( $\text{SO}_4^{2-}$ ) | $\leq 2000 \text{ mg/kg}$                                  |
| Sodyum (Na)                   | $\leq 500 \text{ mg/kg}$                                   |
| Demir (Fe)                    | $\leq 400 \text{ mg/kg}$                                   |
| Potasyum (K)                  | $\leq 100 \text{ mg/kg}$                                   |
| Kurşun (Pb)                   | $\leq 50 \text{ mg/kg}$                                    |
| Çinko (Zn)                    | $\leq 50 \text{ mg/kg}$                                    |

Çizelge 4.3 Deneysel dental kompozitlerde doldurucu olarak kullanılan  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ve  $\text{ZrO}_2$  tozlarının teknik özellikleri

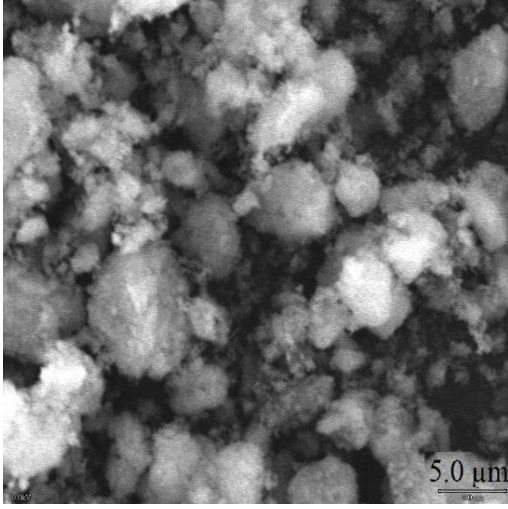
| Teknik Özellikler          | Element Analizi                     | $\text{Al}_2\text{O}_3$              | $\text{ZrO}_2$                             |
|----------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------------|
| Molekül ağırlığı (g/mol)   |                                     | 101,96                               | 123,22                                     |
| Kızdırma kaybı (%)         |                                     | 0,5<br>(1000 °C)                     | –                                          |
| Erime noktası (°C)         |                                     | 2040                                 | 2700                                       |
| Kaynama noktası (°C)       |                                     | 2980                                 | 5000                                       |
| Yoğunluk (25 °C’de) (g/mL) |                                     | 4,0                                  | 5,89                                       |
| Saflık (%)                 |                                     | $\geq 98$<br>$\text{Al}_2\text{O}_3$ | $\geq 99$<br>$\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2$ |
| Safsızlıklar (mg/kg)       | Silikat ( $\text{SiO}_2$ olarak)    | $\leq 1000$                          | $\leq 3000$                                |
|                            | Sülfat ( $\text{SO}_4^{2-}$ olarak) | $\leq 500$                           | $\leq 2000$                                |
|                            | Klorür ( $\text{Cl}^-$ )            | $\leq 50$                            | –                                          |
|                            | Demir (Fe)                          | $\leq 300$                           | $\leq 300$                                 |
|                            | Titanyum (Ti)                       | –                                    | $\leq 1000$                                |

Kullanılan inorganik maddelerin boyut analizleri daha önceki bir çalışmada yapıldı [154]. Kullanılan organik maddelerin (HA, alümina ve zirkonya) tanecik boyutu Marmara Üniversitesi Kimya Mühendisliği Bölümünde bulunan tanecik boyutu cihazıyla yapılmıştır. Şekil 4.1’de inorganik dolgu fazında kullanılan hidroksiapatit, alümina ve zirkonyanın tanecik boyut dağılımı gösterilmektedir. Şekillere göre HA’nın tanecik boyutu yaklaşık olarak 2  $\mu\text{m}$ , alüminanın yaklaşık olarak 7  $\mu\text{m}$  ve zirkonyanın yaklaşık olarak 9  $\mu\text{m}$  olduğu görülmüştür.

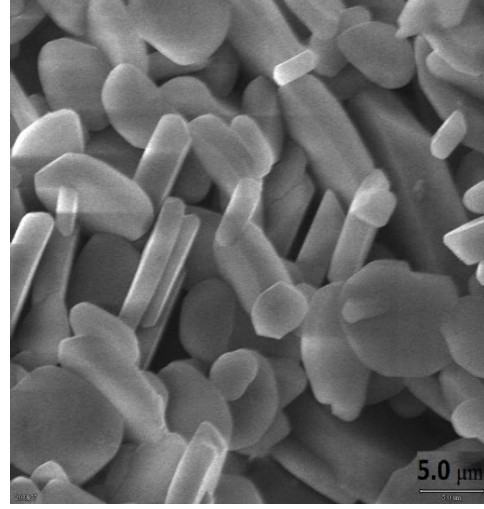


Şekil 4.1 İnorganik dolgu maddelerinin partikül boyut dağılımı A) Hidroksiapatit B) Alümina C) Zirkonya

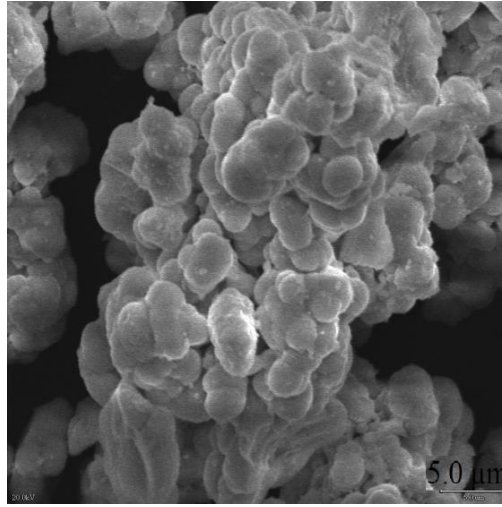
Ayrıca, inorganik maddelerden HA, alümina ve zirkonyanın Kimya-Metalurji Fakültesi Metalurji-Malzeme Mühendisliği SEM Laboratuvarında SEM görüntüleri alınmıştır (Şekil 4.2).



a) Hidroksiapatit



b) Alümina



c) Zirkonya

Şekil 4.2 İnorganik maddelerin SEM görüntüleri

Nanoboyutlu hidroksiaptit ve silikanın teknik özellikleri Çizelge 4.4’de verilmiştir.

Çizelge 4.4 Nanoboyutlu hidroksiapatit ve silikanın özellikleri

|                    | Nanoboyutlu hidroksiapatit                                                    | Nanonoyutlu silika                                         |
|--------------------|-------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------|
| Marka              | Sigma-Aldrich                                                                 | Sigma-Aldrich                                              |
| Moleküler Formül   | $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$                    | $\text{SiO}_2$                                             |
| Moleküler Ağırlık  | 502,31 g/mol                                                                  | 60,08 g/mol                                                |
| Analiz (% ağırlık) | $\geq 97\% \text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$<br>XRF Analizi (X-Ray<br>Fluorescence) | $99,8\% \text{SiO}_2$<br>(Eser Metal Analizi)              |
| Tanecik boyutu     | $\leq 200 \text{ nm}$<br>(BET yüzey alanı ve porozite<br>analizi)             | 12 nm<br>TEM (Transmission Electron<br>Microscope) analizi |
| Yüzey alanı        | $9,4 \text{ m}^2/\text{g}$                                                    | $175\text{-}225 \text{ m}^2/\text{g}$                      |

#### 4.1.3 Ara Bağlayıcı Faz İçin Kullanılan Maddeler

İnorganik dolgu maddelerini silanlama işlemi için 3-(Trimetoksisilil)propil metakrilat ( $\gamma$ -MPS), siklohegzan ve n-propilamin kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan  $\gamma$ -MPS ve n-propilamin maddeleri Sigma Aldrich firması (Chemie GmbH, Riedstr. 2, D-89555 Steinheim, Germany) tarafından üretilmiştir. Siklohegzan ise Merck firması tarafından üretilmiştir.  $\gamma$ -MPS'nin teknik özellikleri Çizelge 4.5'de görülmektedir. Çizelge 4.6 ve Çizelge 4.7 ise Siklohegzan ve propilaminin özellikleri verilmiştir.

Çizelge 4.5  $\gamma$ -MPS'nin teknik özellikleri

| Özellikler                             | 3-(Trimetoksisilil)propil metakrilat ( $\gamma$ -MPS) |
|----------------------------------------|-------------------------------------------------------|
| Molekül ağırlığı (g/mol)               | 248,35                                                |
| Saflık (%)                             | 98                                                    |
| Safsızlık (%)                          | 1 metil alkol, hidroliz kaynaklı                      |
| Kaynama noktası ( $^{\circ}\text{C}$ ) | 190                                                   |
| Yoğunluk (25 C, g/mL)                  | 1,045                                                 |
| Refraktif indeks ( $n_{20/D}$ )        | 1,431                                                 |

Çizelge 4.6 Siklohegzan kimyasalına ait kimyasal ve fiziksel veriler

| Özellikler                                      | Siklohegzan                    |
|-------------------------------------------------|--------------------------------|
| Kimyasal formülü                                | C <sub>6</sub> H <sub>12</sub> |
| Mol Ağırlığı (g/mol)                            | 84,16                          |
| Saflık (%)                                      | 98                             |
| Çözünürlük (20°C, mg/l)                         | 55                             |
| Erime noktası (°C)                              | 6                              |
| Kaynama noktası (1013 hPa, °C)                  | 81                             |
| Tutuşma sıcaklığı (°C)                          | 260                            |
| Yoğunluk (20 °C, g/cm <sup>3</sup> )            | 0,78                           |
| Kırılma indisi (20 °C)                          | 1,4264                         |
| Parlama noktası (°C)                            | -18                            |
| Patlama limiti % (V)                            | 1,2-8,3                        |
| Buhar basıncı (20 °C, hPa)                      | 103                            |
| Viskozite kinematik (20 °C, mm <sup>2</sup> /s) | 1,26                           |
| Buharlaşıma sayısı                              | 3,5                            |

Çizelge 4.7 Propilamin kimyasalına ait kimyasal ve fiziksel veriler

| Özellikler                            | Propilamin                                                                      |
|---------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|
| Molekül ağırlığı (g/mol)              | 59,11                                                                           |
| Saflık (%)                            | 99                                                                              |
| Çözünürlük (20°C)                     | H <sub>2</sub> O: karışabilir<br>Alkol: karışabilir<br>Dietil eter: karışabilir |
| Erime noktası (°C)                    | -83                                                                             |
| Kaynama noktası (°C)                  | 48                                                                              |
| Öztutuşma sıcaklığı (°F)              | 604                                                                             |
| Yoğunluk (25 °C, g/mL)                | 0,719                                                                           |
| Refraktif indeks (n <sub>20/D</sub> ) | 1,388                                                                           |
| Patlama limiti (%)                    | 10,4                                                                            |
| Buhar basıncı (20 °C, psi)            | 4,79                                                                            |
| Buhar yoğunluğu (havaya karşı)        | 2                                                                               |
| Saklama sıcaklığı (°C)                | 2-8                                                                             |

#### 4.1.4 Fotobaşlatıcı Olarak Kullanılan Kimyasallar

Fotobaşlatıcı olarak CQ ve dimetil aminoetil metakrilat bileşimi kullanılmıştır (Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Riedstr. 2, D-89555 Steinheim, Germany).

Çizelge 4.8 Foto-başlatıcı sistem için kullanılan CQ ve DMAM'nin teknik özellikleri

| Özellikler                         | CQ               | DMAM    |
|------------------------------------|------------------|---------|
| Molekül ağırlığı (g/mol)           | 166,22           | 157,21  |
| Safılık (%)                        | 99               | 98      |
| Parlama noktası (°C)               | –                | 64      |
| Kaynama noktası (°C)               | –                | 182-192 |
| Erime Noktası (°C)                 | 200-203          | –       |
| Yoğunluk (25 °C) (g/ml)            | –                | 0,933   |
| Refraktif indeks ( $n_{20/D}$ )    | –                | 1,439   |
| Optik aktivite (tolüen içerisinde) | 20/D–101°, c = 2 | –       |
| Saklama sıcaklığı (°C)             | –                | 2–8     |

#### 4.2 Kullanılan Cihazlar

##### *OSP 100A optik non-contact yüzey profillendirme sistemi*

Kompozit numunelerin 3 boyutlu yüzey profilleri optik non-contact yüzey profillendirme cihazıyla (OSP 100A, Uniscan) gerçekleştirilmiştir. Hassas ve detaylı yüzey profillendirme ve ölçüm sistemi olan OSP 100A lazer sensor yardımıyla hassas ölçüm yapar. Sistem; donanım olarak x-y-z düzlemlerinde tarayıcı, granite yatak, lazer sensor, elektronik kontrolcüler ve yazılımdan oluşmaktadır.

Tarayıcı donanımı:

x,y,z düzlemlerini tarayıcı hassas sensörler adım motor yardımıyla 0,5 mikrometre hassaslığında işlem yapar

İşlemler x ve y düzlemlerinde 0–100 mm z düzleminde ise 0-35mm arasındadır.

Sistemde kullanılmakta olan LK -031 kodlu lazer sensörlerin ölçüm aralığı 10mm–30mm'dir. Çözünürlük 1 mikrometredir. Dakikada nokta çapı 30 mikrometredir.

Windows işletim sistemine sahip yazılım 32 bit MDI kontrollüdür. Kontrol fonksiyonları çok hassas hız ve pozisyonlama için sensörlerle donatılmıştır. İki boyutlu kalibrasyonlu yüzey haritalama ve tek çizgi tarama gibi bütün tarama faaliyetlerini tamamen otomatik olarak

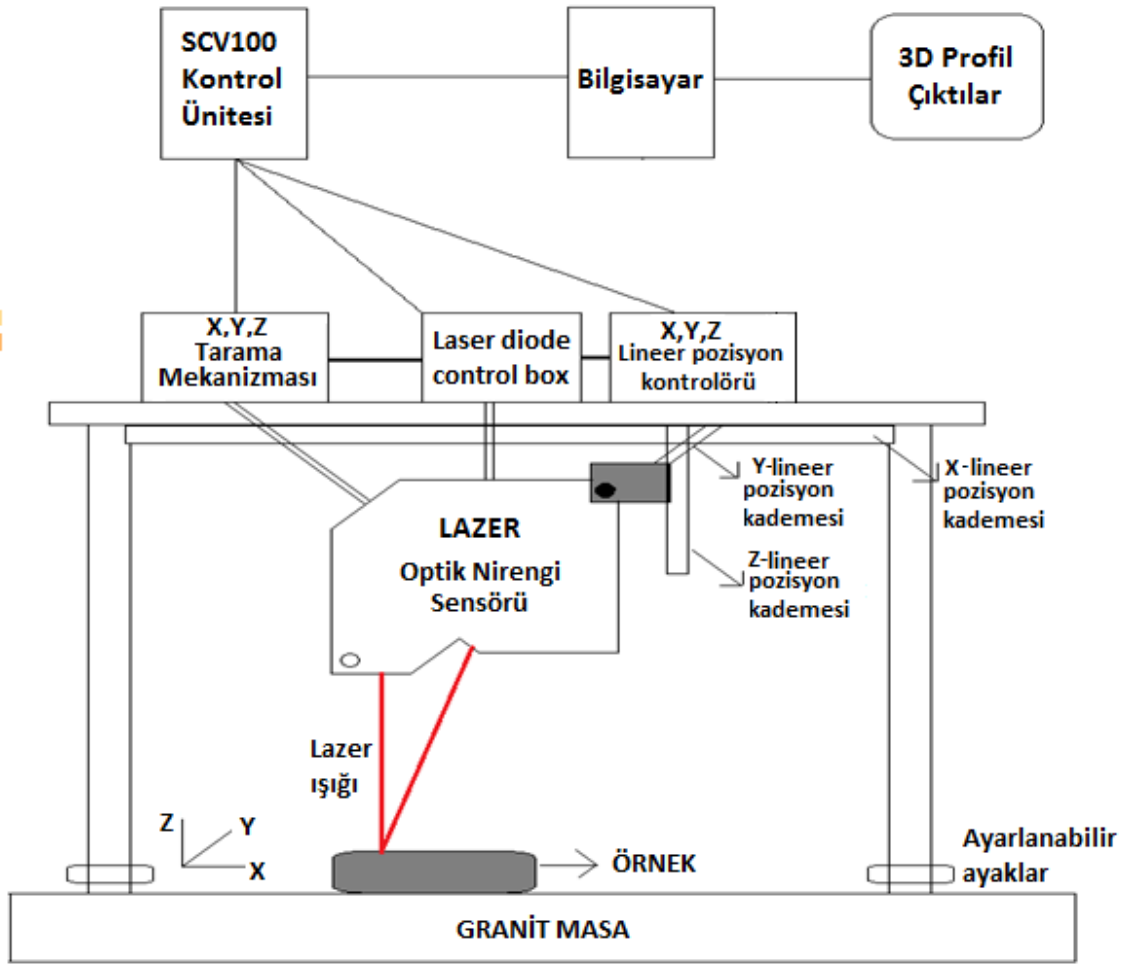
yapar. Yazılım sayesinde x, y,z, parametreleri için oluşan tüm değişiklikler optik kodlayıcı (encoder) sayesinde anında okunur ve tarama ile paralel olarak değişen görüntü de anında izlenebilir. Makro analiz yazılımı sayesinde veri dosyalarının otomatik sinyal işlemlerini yapar. Tarama hızı 1mm/sn ile 25mm/sn arasında değişir. Hassas son veri algılamalı yüzey haritalama analizi herhangi bir noktadaki yüksekliği anında gösterir ve uzamsal yer değiştirmeyi anında ölçer. Boyutsal ölçüm ise noktadan noktaya, açı ve eğrilik yarıçapı gibi ölçümleri içerir.



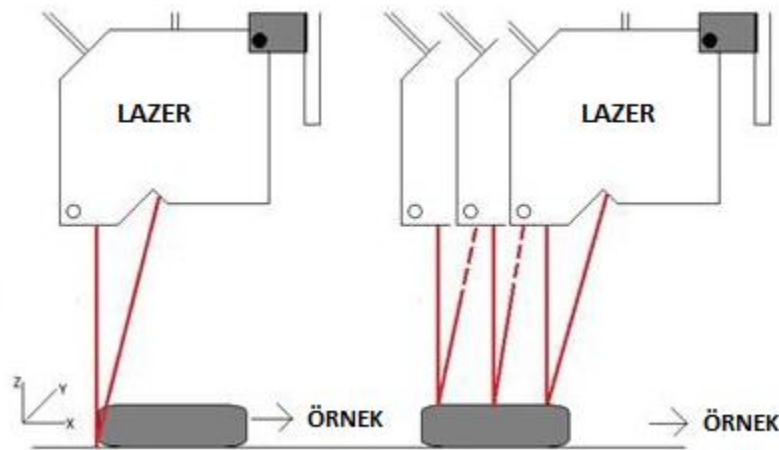
Şekil 4.3 OSP 100 A Optik Non-Contact Yüzey Profillendirme Sistem A) LK -031 kodlu lazer ünitesi; B)Lazer verilerinin bilgisayara aktarıldığı ünite C) Lazer kontrolünün yapıldığı OSP 100A yazılım yüklü bilgisayar

Cihazın ölçüm yöntemi aşağıdaki gibidir:

Şekil 4.3’de gösterildiği gibi taraması yapılacak numune lazer odağı altına yerleştirilir. Lazer kırmızı ışığı numunelerin kenarına gelecek şekilde ayarlanır. Numunenin taraması yapılacak yüzey alanına bağlı olarak x-y koordinatları cihazın yazılımı yüklü olan bilgisayar aracılığıyla tarama özelliklerinden girilir. Numunenin yanına odaklanmış olan lazer xyz kontrol panelindeki z yüksekliği değerine bakılarak sıfıra yakın olacak şekilde ayarlandıktan sonra bu değer referans sıfır noktası olarak belirlenir. Cihaz tarama işlemine başladıktan sonra numune yüzeyinde meydana gelen yükseklik farkları referans noktasına bağlı olarak anında algılanarak bilgisayar ekranında gösterilir.



Şekil 4.4 OSP 100 A Optik Non-Contact Yüzey Profillendirme Sisteminin Genel Mekanizması



Şekil 4.5 OSP 100A cihazı ile yapılan lazer taramalarında kullanılan basamaklar

### 4.3 Silanlama İşlemi İçin Yapılan Ön Çalışmalar ve Sonuçları

Dental kompozit üretimi için inorganik maddeler kullanılmadan önce tanecik boyutu ölçümlerinden elde edilmiş ortalama tanecik boyutu değerine göre kullanılacak silan miktarı hesaplanmıştır.

İnorganik maddelerin silanlama işlemi için literatürde en çok kullanılan 2 farklı yöntem uygulanmıştır.

#### 1. Etanol ile 3-metakriloksipropiltrimetoksisilanın ( $\gamma$ -MPS) Uygulanması:

%1 (ağ./h) konsantrasyonunda silan, 95:5 hacim oranında etanol-su karışımı içinde çözülmüştür [155], [156]. Çözeltini pH'ı asetik asit ile 4-4,5 değerine ayarlanmıştır. Literatürde belirtildiği gibi çözelti 1 saat kadar silanın hidrolizi için oda sıcaklığında karıştırılmıştır [155], [157]. %10 (ağ./h) konsantrasyonunda inorganik dolgu malzemesi olarak kullanılan hidroksiapatit (HA), alümina ve zirkonya belirlenen miktarlarda her biri ayrı ayrı hazırlanmış silan çözeltisine eklenmiştir. Karışım 50 °C'de 1 saat reaksiyonun gerçekleşmesi için karıştırılmıştır. Reaksiyondan sonra inorganik maddeler santrifüj yapılmıştır ve ayrılan inorganik maddeler tekrar etanol-su karışımı ile yıkanmıştır. Yıkanan inorganik maddeler önce 65 °C'de 24 saat kurutulmuştur, daha sonra etüv sıcaklığı 110 °C'ye çıkartılarak 1 saat daha bekletilmiştir.

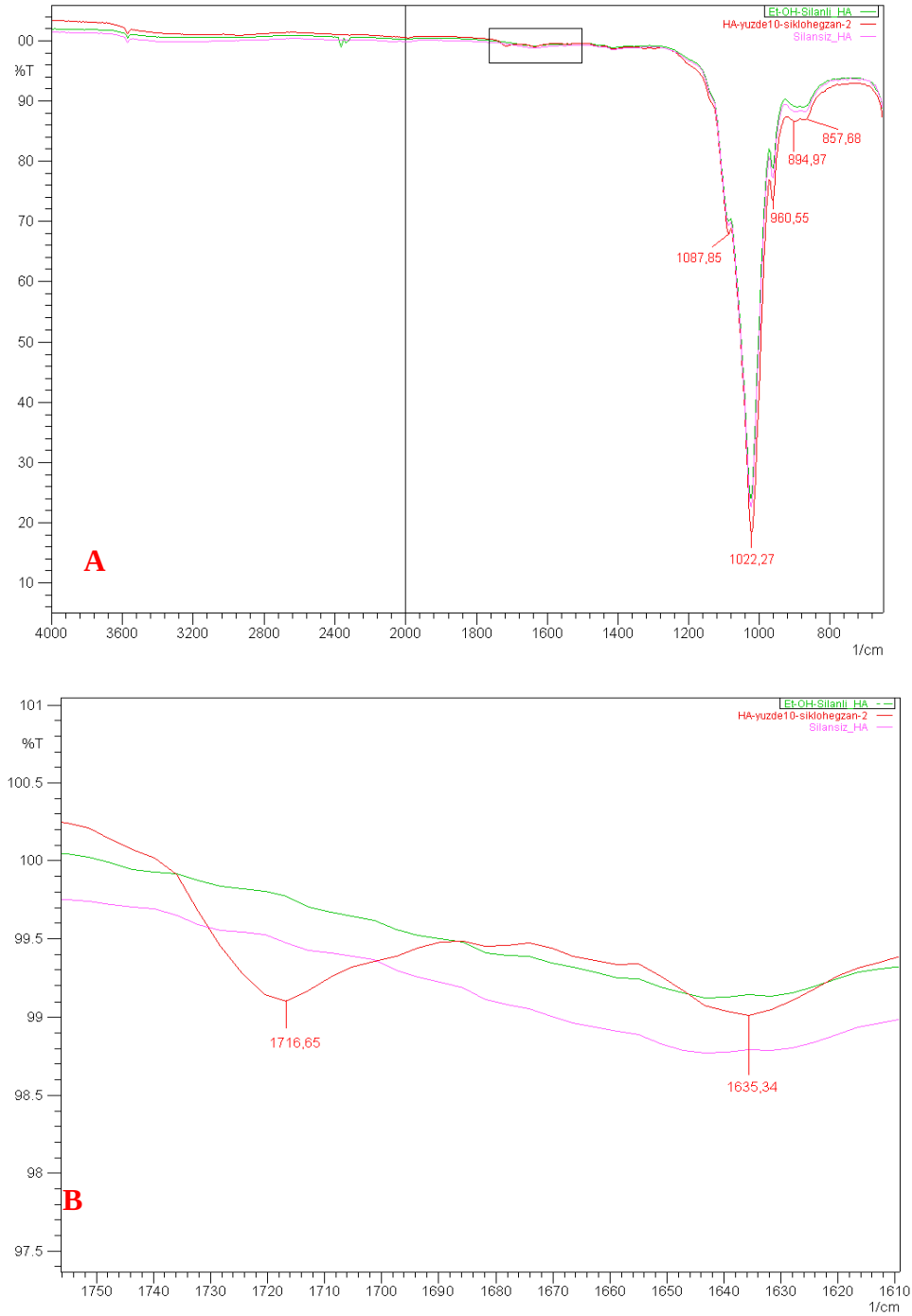
#### 2. Siklohegzan ile $\gamma$ -MPS'nin Uygulanması

Siklohegzan ile silanlama yöntemi daha önce yapılan prosedürlerin geneleline uygun olarak yapılmıştır [158], [159]. 100 ml siklohegzan içine 10 g inorganik madde, 0,5 g  $\gamma$ -MPS ve 0,1 g n-propilamine eklenmiştir. Çözelti 25 °C'de 30 dakika sürekli olarak karıştırılmıştır. Daha sonra, 60 °C'de 30 dakika daha karıştırılmıştır. Çözelti dekante edilerek çözücünden ayrılmıştır. Geride kalan inorganik tozlar önce 80 °C'de 24 saat etüvde bekletilmiştir daha sonra sıcaklığı 110 °C'ye yükseltildikten sonra 1 saat kurutmak için bekletilmiştir.

Bu işlemlerin sonucunda elde edilen inorganik tozların Biyomühendislik laboratuvarında bulunan FTIR (Fourier transform infrared spectroscopy) cihazıyla ölçümleri gerçekleştirilmiştir. FTIR grafikleri Şekil 4.6-4.7'de gösterilmiştir.

### FTIR Sonuçları

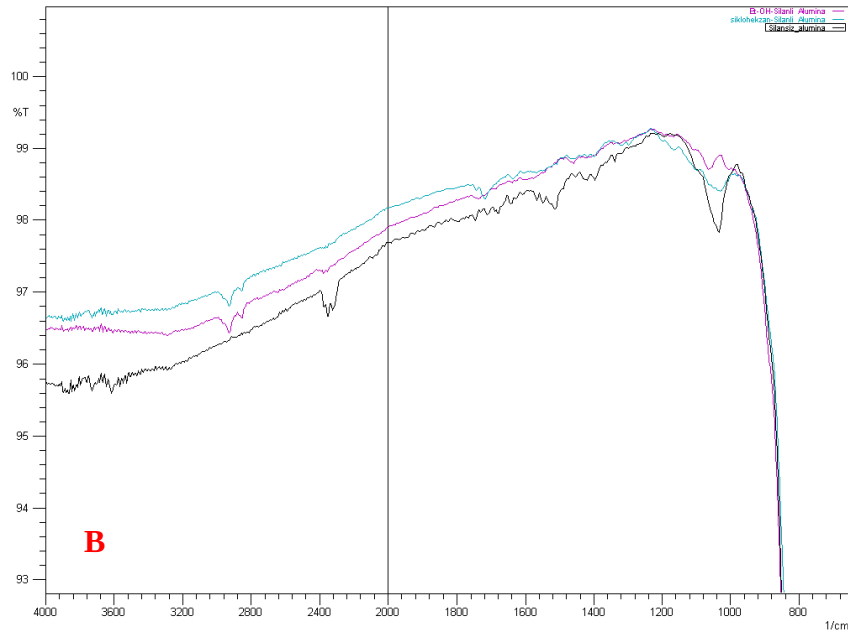
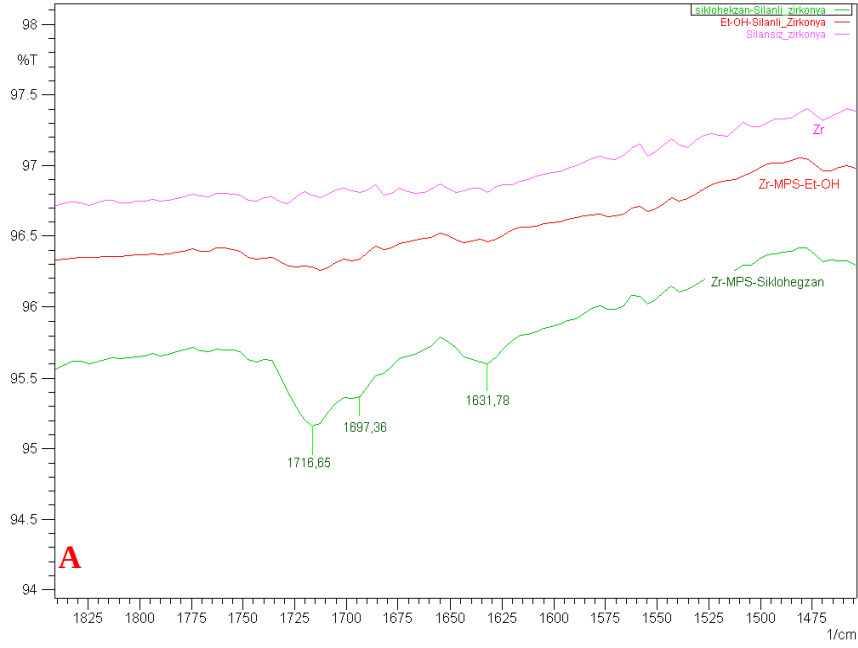
HA için elde edilen FTIR verileri Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Etanol ve siklohegzan ile silanlanmış inorganiklerin farklı FTIR sonuçları verdiği görülmektedir.



Şekil 4.6 Silanlı ve silansız hidroksiapatit'in FTIR görüntüleri A: Tüm görüntü B: Odaklanmış görüntü

Şekil 4.6’da pembe renkli eğri silansız hidroksiapatiti, yeşil renkli etanol ile silanlı HA’yı ve kırmızı renkli de siklohegzan ile silanlı HA’yı göstermektedir. FTIR sonuçlarına bakıldığında HA için silanlama işlemi sonucu silansız olan eğriye bağlı olarak kırmızı işaretli siklohegzanlı HA’in eğrisi üzerinde 1703  $\text{cm}^{-1}$  and 1716  $\text{cm}^{-1}$  pikleri görülmektedir. Burada silanlama esnasında meydana gelen C=O bağının oluştuğu görülmektedir.

Ayrıca Alumina ve zirkonya için elde edilen FTIR sonuçları da Şekil 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.7 A) Zirkonyanın FTIR görüntüleri B) Alüminanın FTIR görüntüleri.

Şekil 4.7A’da pembe renkli eğri silansız zirkonyayı, kırmızı renkli etanol ile silanlı zirkonyayı ve yeşil renkli de siklohegzan ile silanlı zirkonyayı göstermektedir. Zirkonyanın FTIR sonuçlarına göre siklohegzan ile daha iyi silanlama olduğu görülmektedir. Yeşil renkli eğride belirtilen  $1703\text{ cm}^{-1}$  ve  $1716\text{ cm}^{-1}$  arasında görülen pikler C=O bağı oluştuğunu göstermektedir.

Şekil 4.7B’de siyah renki eğri silansız alümina, pembe renkli etanol ile silanlı alümina ve mavi renkli de siklohegzan ile silanlı alüminayı göstermektedir. Alüminanın verdiği FTIR sonucuna göre silanlama işlemi için fazla bilgi vermediği görülmüştür.

#### *Kompozit Malzeme Üretimi*

%50 BisGMA (Bisfenol A-glisidilmetakrilat), %50 HEMA (Hidroksietilmetakrilat), %0,15 CQ (Kamforkuinon) ve %0,15 DMAM (Dimetilaminometakrilat) monomer matrisi için karıştırılmıştır. %65 ve %70 oranında inorganik madde içeren kompozit malzeme üretilmiştir. Bu amaçla öncelikle etanolla ve siklohegzan ile silanlanmış inorganik maddelerden HA kullanılmıştır. %65 ve %70 oranına bağlı olarak HA tartılarak ayrı ayrı organik faz çözeltileri içine eklenmiştir ve karıştırma işlemine devam edilmiştir. Daha sonra elde edilen kompozit malzemeler kalıplanarak LED (Ligth emitting diode) ışınlama cihazıyla 20 saniye boyunca sertleştirme işlemine tabi tutulmuştur. Serleştirme işleminin ardından kompozit malzemelerin sertlik ölçümleri yapılmıştır.

#### *Vickers Sertlik Ölçümü*

Elde edilen üç numunenin sertlik ölçümleri Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya-Metalürji Fakültesi Metalürji-Malzeme Mühendisliği Bölümü Laboratuarlarında bulunan HVS 100 cihazında gerçekleştirilmiştir. Her numuneden üç ayrı noktadan ölçüm alınarak ortalama hesaplanmıştır.

Çizelge 4.9’da kompozit malzemelerin elde edilen sertlik değerleri görülmektedir.

Çizelge 4.9 Üretilen kompozitlerin Vickers sertlik değerleri

| Kompozit Malzeme İçeriği       | Vickers Sertlik Değeri (Ss.)* |
|--------------------------------|-------------------------------|
| %65 silansız HA                | 25,49 (1,51)                  |
| %65 etanol ile silanlı HA      | 31,94 (3,63)                  |
| %70 etanol ile silanlı HA      | 38,09 (0,40)                  |
| %70 siklohegzan ile silanlı HA | 39,80 (0,24)                  |

\*(Standart sapma: Ss.)

Sertlik değerlerine bakıldığında silanlanmış inorganik içeren kompozitlerin daha sert olduğu görülmektedir. %70 silanlanmış inorganik madde içeren kompozitlerin sertlik değerleri diğerlerinden daha yüksektir. Siklohegzan ile silanlanmış HA içeren kompozitin en yüksek sertlik değerine sahip olması silanlamanın bu yöntemle daha olumlu sonuç verdiğini göstermektedir.

#### *Polimerizasyon Büzülmesi*

Polimerizasyon büzülme değerleri ise OSP 100A cihazı ile yapılmıştır. Bunun için kompozit malzemeler kalıplandıktan sonra 3 boyutlu olarak lazer ile taranmıştır. LED cihazıyla kalıplanmış malzemeler cihazın lazer başlığı altında yerdeğiştirmeden ışınlanmıştır. Daha sonra sertleşme sonrası taramaları yapılmıştır. Polimerizasyon öncesi ve sonrası elde edilen 3 boyutlu veriler kullanılarak MATLAB R2010a aracılığıyla büzülme değerleri hesaplanmıştır. Büzülme değerleri Çizelge 4.10'da gösterilmektedir.

Çizelge 4.10 Dental kompozitlerin polimerizasyon büzülme değerleri

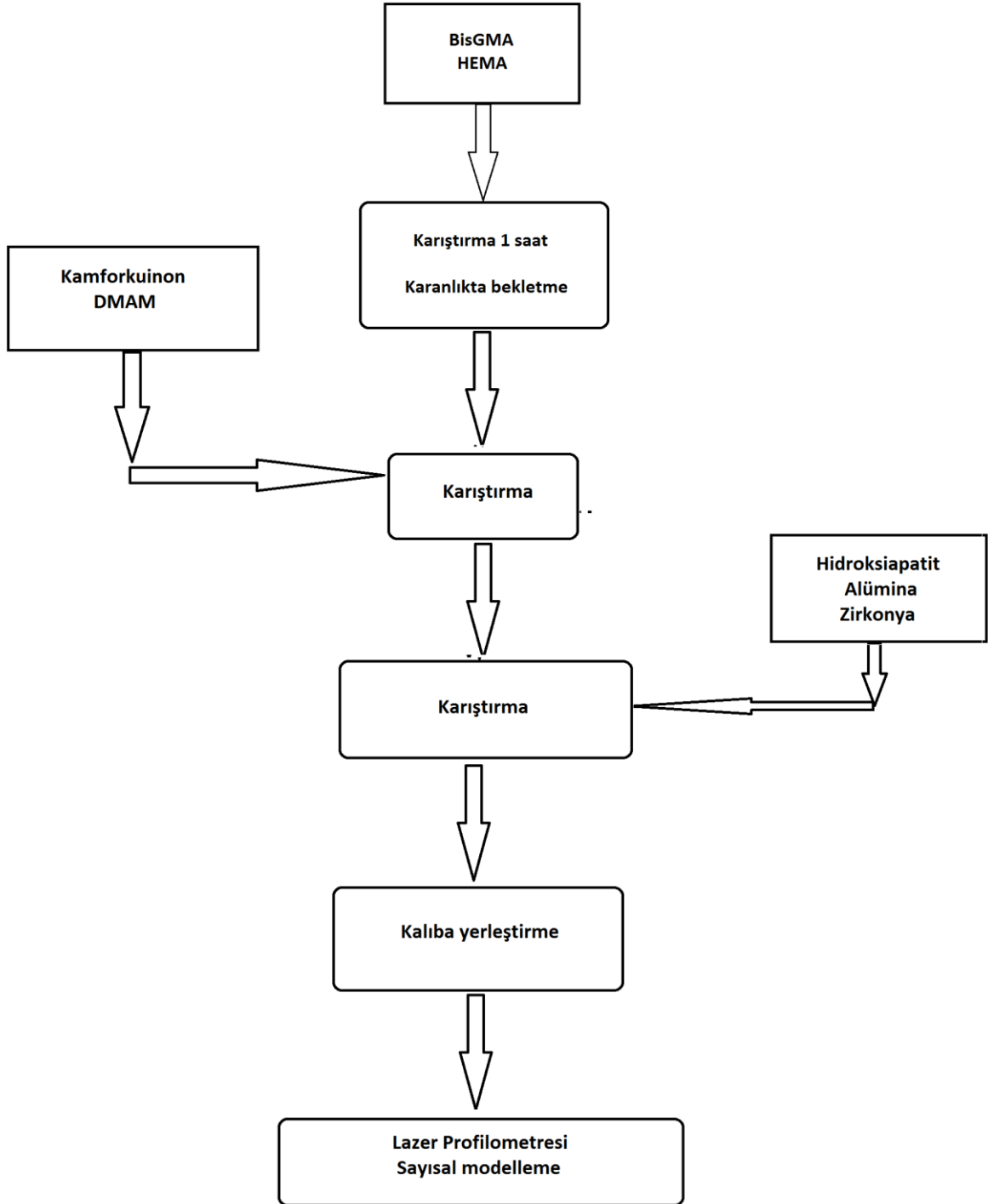
| Malzeme içeriği                | Polimerizasyon büzülmesi % (Ss.) |
|--------------------------------|----------------------------------|
| %65 Etanol ile silanlı HA      | 4,27 (0,02)                      |
| %65 silansız HA                | 4,15 (0,04)                      |
| %70 Etanol ile silanlı HA      | 3,11 (0,01)                      |
| %70 siklohegzan ile silanlı HA | 3,28 (0,04)                      |

Polimerizasyon büzülme değerlerine bakıldığında %70 etanolle silanlı HA içeren kompozitin daha düşük büzülme değeri olduğu görülmektedir. %65 etanolle ile silanlı HA ve silansız hidroksiapatit içeren kompozitlerin inorganik faz oranları aynı olmasına rağmen silansız HA içeren kompozitin büzülme değeri diğerine oranları biraz daha az olduğu görülmektedir. Ancak silanlı kompozitlerin sertlik değerlerinin iyi olması nedeniyle büzülme oranlarının buna bağlı olarak değerlendirilmesi gerekir. Silanlama işlemi için hem FTIR sonuçlarının hem de sertlik değerinin iyi olması ve büzülme değerlerinin de benzer çıkması nedeniyle siklohegzan ile silanlama yöntemi bu tez çalışmasında üretilen asıl dental kompozit numuneleri için kullanılmıştır.

#### 4.4 Deneylerin Yapılışı

##### 4.4.1 Dental Kompozit Hazırlamak İçin Kullanılan Yöntem Basamakları

Dental kompozit üretiminde izlediğimiz yol aşağıda şekilsel olarak verilmiştir.



Şekil 4.8 Dental kompozit üretimi için kullanılan deney basamakları

Deneyisel olarak elde edilen kompozitlerin inorganik ve organik oranları çizelge 4.11’de gösterilmiştir. 20 farklı içeriğe sahip dental kompozit malzeme üretilmiştir. Ayrıca sadece reçine matrisini incelemek için 4 farklı fotobaşatıcı ve hızlandırıcı madde içeren malzeme üretilmiştir.

Kompozit numuneler çizelge 4.11’da verilen oranlarda hazırlanmıştır.

Çizelge 4.11 Üretilen dental kompozit gruplarının organik/inorganik faz oranları

| <b>Malzeme No</b> | <b>Organik Matris</b> |                   |                 |               | <b>İnorganik Faz</b> |               |                    |                        |              |
|-------------------|-----------------------|-------------------|-----------------|---------------|----------------------|---------------|--------------------|------------------------|--------------|
|                   | <i>Faz Oranı (%)</i>  | <i>BisGMA (%)</i> | <i>HEMA (%)</i> | <i>CQ (%)</i> | <i>Faz Oranı (%)</i> | <i>HA (%)</i> | <i>Alumina (%)</i> | <i>Zirkonya (%)</i>    | <i>Silan</i> |
| N1.1              | 35                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 65                   | 100           | 0                  | 0                      | Yok          |
| N1.2              | 35                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 65                   | 90            | 5                  | 5                      | Yok          |
| N1.3              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 100           | 0                  | 0                      | Yok          |
| N1.4              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 90            | 5                  | 5                      | Yok          |
| N2.1              | 35                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 65                   | 100           | 0                  | 0                      | Var          |
| N2.2              | 35                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 65                   | 90            | 5                  | 5                      | Var          |
| N2.3              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 100           | 0                  | 0                      | Var          |
| N2.4              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 90            | 5                  | 5                      | Var          |
| N2.0              | 100                   | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 0                    | 0             | 0                  | 0                      | Var          |
| N3.1              | 30                    | 49,75             | 49,75           | 0,25          | 70                   | 100           | 0                  | 0                      | Var          |
| N3.2              | 30                    | 49,75             | 49,75           | 0,25          | 70                   | 90            | 5                  | 5                      | Var          |
| N3.0              | 100                   | 49,75             | 49,75           | 0,25          | 0                    |               |                    |                        | Var          |
| N4.1              | 30                    | 49,25             | 49,25           | 0,75          | 70                   | 100           | 0                  | 0                      | Var          |
| N4.2              | 30                    | 49,25             | 49,25           | 0,75          | 70                   | 90            | 5                  | 5                      | Var          |
| N4.0              | 100                   | 49,25             | 49,25           | 0,75          | 0                    | 0             | 0                  | 0                      | Var          |
| N5.1              | 30                    | 49                | 49              | 1             | 70                   | 100           | 0                  | 0                      | Var          |
| N5.2              | 30                    | 49                | 49              | 1             | 70                   | 90            | 5                  | 5                      | Var          |
| N5.0              | 100                   | 49                | 49              | 1             | 0                    | 0             | 0                  | 0                      | Var          |
| N6.1              | 25                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 75                   | 100           | 0                  | 0                      | Var          |
| N6.2              | 25                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 75                   | 90            | 5                  | 5                      | Var          |
|                   | <i>Faz Oranı (%)</i>  | <i>BisGMA (%)</i> | <i>HEMA (%)</i> | <i>CQ (%)</i> | <i>Faz Oranı (%)</i> | <i>HA (%)</i> | <i>Nano HA (%)</i> | <i>Nano Silika (%)</i> | <i>Silan</i> |
| N7.1              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 90            | 10                 |                        | Var          |
| N7.2              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 90            |                    | 10                     | Var          |
| N7.3              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 90            | 5                  | 5                      | Var          |
| N7.4              | 30                    | 49,5              | 49,5            | 0,5           | 70                   | 0             | 50                 | 50                     | Var          |

#### 4.4.2 Organik Matrisin Hazırlanması

Dental kompozit üretimi için öncelikle organik matris hazırlandı. Organik matriste kullanılan BisGMA ve HEMA ağırlıkça eşit 1:1 oranında hesaplanan tartımları alındı. Tartımlar alındıktan sonra homojenitenin sağlanması için 1 saat mekanik karıştırıcı ile karıştırıldı. Organik matriste kullanılan diğer maddeler CQ ve DMAM belirlenmiş olan oranlara uygun olarak eklendi. Eklenen maddelerin birbiriyle etkileşimi ve homojenliği için 1 saat karıştırılmıştır. Elde edilen organik matris daha sonra 24 saat buzdolabında bekletilmiştir.

#### 4.4.3 İnorganik Maddelerin Silanlanması

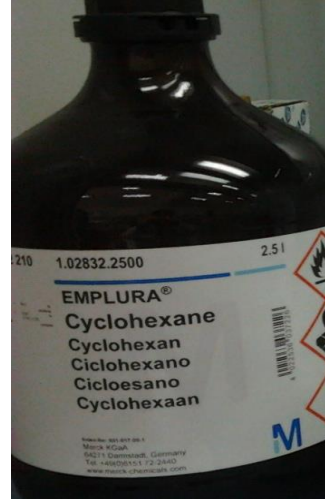
İnorganik fazda kullanılan toz maddeler organik matris ile iyi bağlanması amacıyla silanlama işlemi yapıldı. Silanlama işlemi önceki bölümde iyi sonuçlar veren siklohegzan prosedürüne göre yapıldı [158], [159]. Mikro boyutlu inorganik tozlar için; 100 ml siklohegzan içinde 5 g inorganik madde 0,5 g silan ve 0,1 g n-propil amin manyetik karıştırıcı yardımı ile 30 dakika oda sıcaklığında karıştırıldı . Daha sonra 60 °C’de 30 dakika daha karıştırılmaya devam edildi. Ardında sıcaklık 100 °C’ye çıkarılarak silanın toz maddelerle daha iyi etkileşmesi sağlandı. Fazla çözücü bir pipet yardımıyla çekildi. İşlemlerin ardından 80 °C deki etüvde 24 saat kuruldu 110 °C de 1 saat daha bekletildikten sonra inorganik maddeler şişelere alındı.

Sadece nano boyutlu silikanın yüzey alanının çok büyük olması nedeniyle (yüzey alanı ortalama 175-225 m<sup>2</sup>/g ) silika için kullanılan silan miktarı 4.1 denklemine göre belirlendi.

$$X = Axf/w \quad (4.1)$$

A:Silikanın Yüzey alanı, f: silikanın miktarı, w: Silanın ıslatma alanı.

Böylece, 100 ml siklohegzan içinde 5 g silika, 3,58 g silan ve 0,1 g n-propil amin karıştırılarak önceki silanlama işleminde uygulanan basamakların aynısı yapıldı.



Şekil 4.9 Silanlama işlemi fotoğrafları

#### 4.4.4 İnorganik Fazın Hazırlanması

İnorganik dolgu malzemelerin Çizelge 4.11’de verilmiş olan oranlarda tartımları alınmıştır.

İnorganik dolgu fazı tartımları alındıktan sonra 24 saat bekleyen organik matris içine eklenerek 30 °C’de karıştırma işlemine devam edilmiştir. Karıştırma tamamlandıktan sonra her bir kompozit numune saklama kaplarına alınmıştır.

#### 4.5 Yoğunlukların Hesaplanması

Katı malzemelerin yoğunlukları Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya-Metalürji Fakültesi Metalürji-Malzeme Mühendisliği Bölümü MİR-Polimer-Kompozit Laboratuvarında bulunan AND marka GR-200 model yoğunluk kitli hassas terazi ile ölçüldü.



Şekil 4.10 AND marka GR-200 model yoğunluk kitli hassas terazinin fotoğrafı

Örneklerin yoğunluk değerleri denklem 4.2'ye göre hesaplanmıştır.

$$\rho = \frac{m_{hava}}{m_{hava} - m_{su}} X (\rho_{su} - \rho_{hava}) + \rho_{hava} \quad (4.2)$$

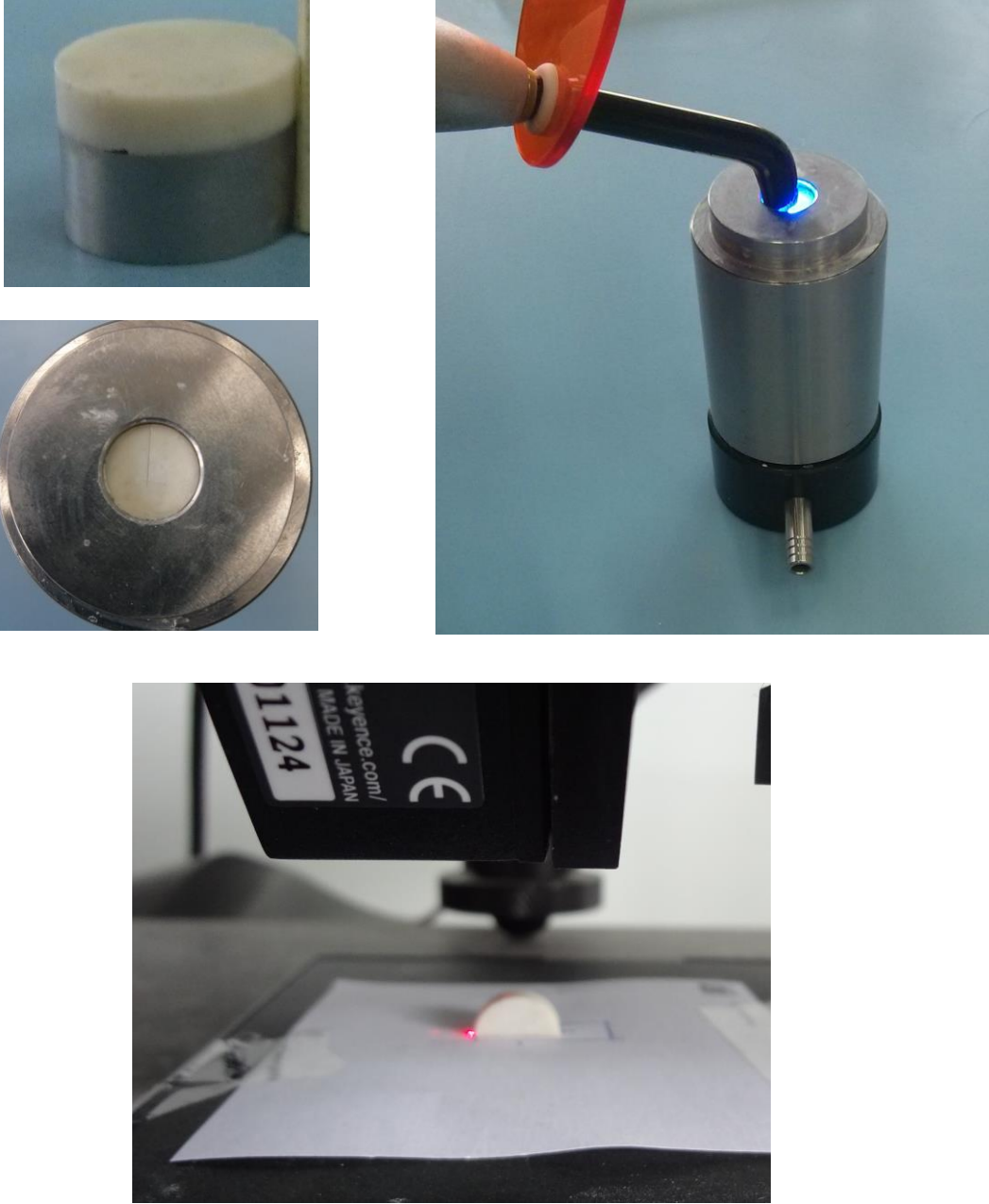
$\rho$ : Örneğin yoğunluğu,  $m_{su}$ : Örneğin su içindeki kütlesi (g);  $m_{hava}$ : Örneğin havadaki kütlesi (g);  $\rho_{su}$ : Ölçülmüş sıcaklıktaki (°C) distile suyun yoğunluğu;  $\rho_{hava}$ : Havanın yoğunluğu (0,0012 g/cm).

Sıvı malzemelerin yoğunluğu ise otomatik pipet yardımıyla hacimlerinin ve terazi ile kütlelerinin hesap edilmesi ile bulundu.

#### 4.6 Lazer Profilometresi ile Büzülme Değerlerinin Belirlenmesi

Kompozit malzemelerinin yüzey taramaları sayısal model için hazırlanmış numuneler üzerinde yapılmıştır. Kalıplanan numuneler ön şekillendirme yapıldıktan sonra kalıptan çıkarılarak OSP100 lazer profilometresi cihazının lazeri altında sabitlenmiş bir aparat üzerine koyulmuştur. Polimerizasyon öncesi her bir numune biri kontrol amaçlı olmak üzere 2 kere lazer ile yüzey taramasına tabi tutulmuştur. Ayrıca her bir kompozit için 3-4 örnek üzerinden yüzey taramaları gerçekleştirilmiştir. Polimerizasyon öncesi lazer taraması yapılan numune

sayısal modelleme işlemlerinde olduğu gibi kalıp içine yerleştirildi ve kalıp içinde LED (Ligth Emitting Diodes) ışınlama cihazıyla 40 saniye ışına tabi tutuldu. Işınlama işleminden sonra polimerize olmaya başlayan kompozit numuneler için ilk 5-10 dakika sonunda meydana gelen büzülmenin saptanabilmesi için kalıp içinden çıkarılarak yüzey taramaları gerçekleştirilmiştir. OSP 100A cihazıyla gerçekleştirilen 3 boyutlu yüzey taramaları sonucu cihazın kendine ait olan programı aracılığıyla yüzey taramalarının Excel verileri alınmıştır. Bu verilere bağlı olarak MATLAB R2010a'da hacimsel büzülme değerleri hesaplanmıştır.



Şekil 4.11 Lazer profilometresi ile tarama için yapılan işlemlerin fotoğrafları

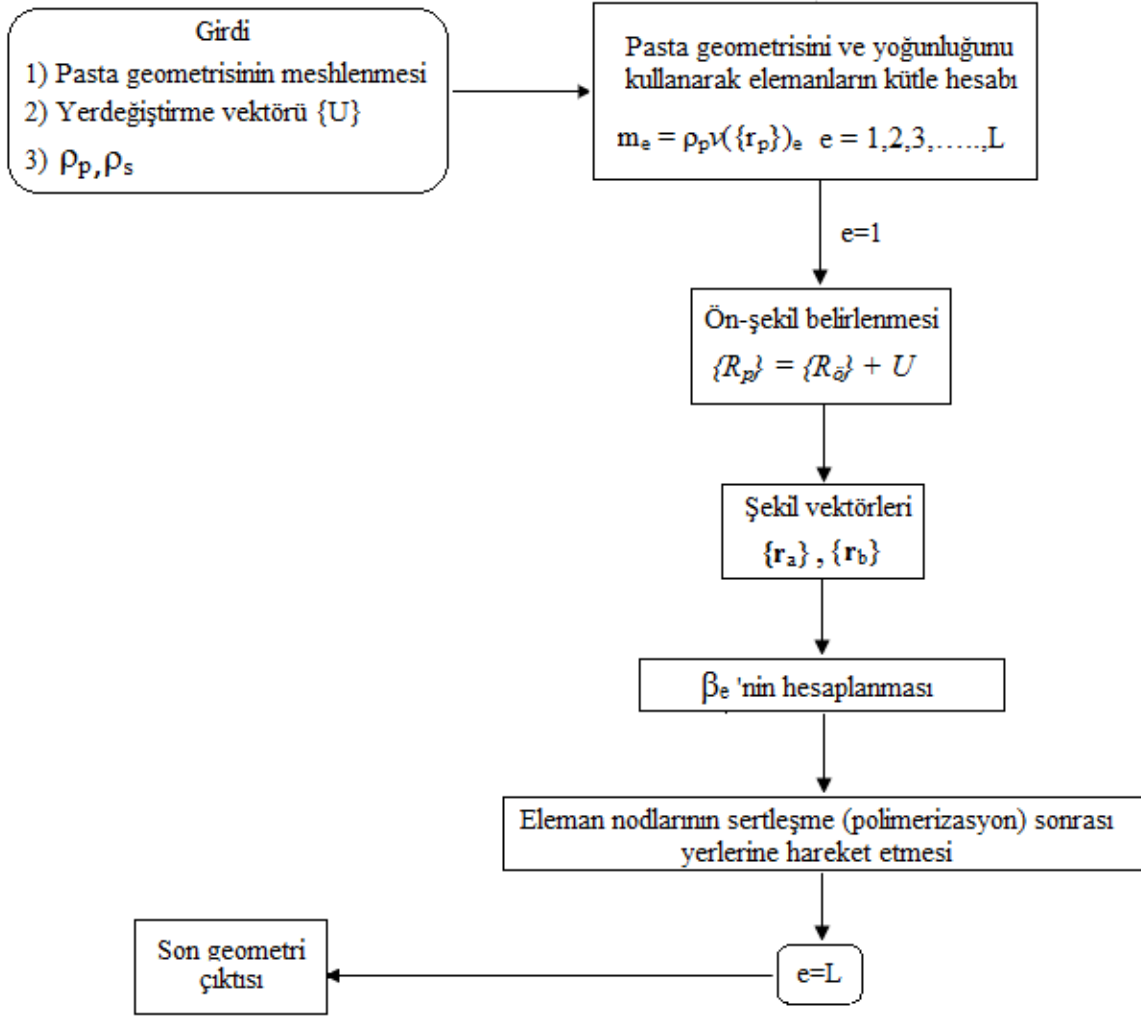
### MODELLEME ÇALIŞMALARI

#### 5. Sayısal Model İçin Uygulanan Aşamalar

Sayısal modelleme yöntemi kütlenin korunumu yasasına dayanarak geliştirilmiştir [160].

Sonlu elemanlar yöntemi 3 aşamada incelenmektedir.

- 1) Kalıplanmak üzere hazırlanan kütlenin /pastanın (p) sonlu elemanlar şeklinde modellenmesi
- 2) Kalıplanmış ancak fotopolimerize edilmemiş /sertleşmemiş ön-yapının (ö) geometrisinin modellenmesi
- 3) Fotopolimerize edilmiş/sertleştirilmiş son-yapının (s) geometrisinin modellenmesi



Şekil 5.1 Sayısal modelleme için akış şeması

### 5.1 Genel Yaklaşım

Burada önerilen teorik model; hazırlanan pastanın görünür bölge mavi LED ışığı kullanılarak polimerize edilmesi (kürleştirilmesi/sertleştirilmesi) prosesi boyunca kütlenin korunumu prensibine dayanan bir modeldir. Bu durum integral formunda aşağıdaki gibi yazılır,

$$(\int \rho_p dv)_{v_{pst}} = (\int \rho_o dv)_{v_{ön}} = (\int \rho_s dv)_{v_{son}} \quad (5.1)$$

v: Üç boyutlu gövdenin hacmini,  $\rho$ : yoğunluğunu göstermektedir. (p pasta, ö ön şekillendirilmiş ve s sertleştirilmiş/son yapıyı belirtmektedir.)

Bütün anlatılan bu işlemler boyunca gerek içyapıdaki homojensizlik gerekse geometrisinin değişmesi nedenleriyle “bütün yapı” sonlu elemanlara bölünerek denklem 1 de yazılan ifade her üç aşama için de bölünen her bir elemanlara uygulanmıştır.

Bu sürekli “bütün yapı” küçük bölgelere ya da sonlu elemanlara bölünmüş olduğundan, her bir elemanın değişmeyen kütlelerinin toplamı bütün yapının değişmeyen kütlelerini verecektir. Dolayısıyla;

$$\sum_{e=1}^L \left( \int \rho_p dv \right)_{v_{pe}} = \sum_{e=1}^L \left( \int \rho_0 dv \right)_{v_{0e}} = \sum_{e=1}^L \left( \int \rho_s dv \right)_{v_{se}} \quad (5.2)$$

e: Her bir elemanın indeksi

L: Toplam eleman sayısı

## 5.2 Varsayımlar ve Yapısal Durum

1) Hazırlanan karışımın (pastanın) yoğunluğu pasta durumunda çizilen küçük kareler yardımıyla yığın yoğunluğa bağlı olarak her bir karenin yoğunluğu hesap edilerek elde edildi. Bu nedenle pasta durumunda yoğunluk dağılımı vardır. Ancak burada pasta durumundaki yığın yoğunluk hesabı malzemenin her yerinde aynı miktarda boşluk ve madde olduğu varsayılarak elde edildi.

Pastadaki yoğunluk dağılımı ön şekillendirme aşaması için varsayılan yoğunluk dağılımının nedenleriyle aynı karakteristiği göstermemektedir. Pastadaki yoğunluk dağılımı elle şekil verilme sırasında şeklin deforme olması, master ile çizimde elde edilen karelerin aynı boyutlu olarak çizilememesi ve boşlukların olması nedeniyle meydana gelmektedir. Malzemeyi boşluklu (yığın) olarak yerleştirmemizin sebebi ise restorasyondaki aşamaları birebir aynı şekilde uygulamak ve büzülme davranışını en ince detayına kadar incelemektir. Dış restorasyonunda yığın halinde alınan malzeme uzman tarafından el ile baskı uygulanarak dış kavitesine yerleştirilir ve ardından sertleştirilir. Burada yığın hali pasta, dış içinde baskı ile yerleştirildikten sonraki durumu ön şekil ve sertleştirme sonrası durumu son şekil ile ifade edilmektedir.

2) Kalıplama esnasında ön-şekillendirilmiş yapının yoğunluğu (ö) değişkendir. Bunun sebebi ön-şekillendirme sırasında malzemeye uygulanan tamponlanma baskısı ve aynı zamanda

kullanılan kalıbın duvar sürtünme kuvvetleri nedenleriyle oluşan streslerdir [161], [162], [163].



Şekil 5.2 Malzemenin 3 halinin (pasta-ön-son şekil) yoğunluk dağılımları

○ yoğunluğun en düşük olduğu bölgeler      ● yoğunluğun en yüksek olduğu bölgeler

3) Ön-şekil verilmiş yapının yoğunluk dağılımı polimerizasyon sonrasında artarak tekrar uniform olarak sabitleşmektedir. Bu artış geometrinin küçülmesi ile karşılanmaktadır. Dolayısıyla; son yapı büzülmeaktadır.

$\rho_s = \rho_p$  (kürleşme sonrasında)

### 5.3 Sayısal Model

Pasta (p) ve sertleştirilmiş son yapının (s) yoğunlukları denklem 4.2’de integrasyon prosedüründen çıkarılırsa;

$$\rho_p \sum_{e=1}^L (\int dv)_{v_{pe}} = \sum_{e=1}^L (\int \rho_{\bar{o}} dv)_{v_{\bar{o}e}} = \rho_s \sum_{e=1}^L (\int dv)_{v_{se}} = m \quad (5.3)$$

Kütlenin korunumu yasası her bir elaman (e) için geçerli olmalıdır.

$$m_e = \rho_p (\int dv)_{v_{pe}} = (\int \rho_{\bar{o}} dv)_{v_{\bar{o}e}} = \rho_s (\int dv)_{v_{se}} \quad (5.4)$$

$$e = 1, 2, 3, \dots, L$$

$m_e$ : Elemanın kütlesi

Her e için  $m_e$ , elementel kütledir. İntegraller, denklem 5.4 içindeki elementel hacim üzerinden uygulanır.

### *Her Bir Elemanın Hacminin Belirlenmesi*

Elementel hacmin hesaplanması işlemi her bir eleman için global koordinatların (x,y,z) doğal koordinatlara (ξ,η,ζ) çevrilmesi ile uygulanan sonlu elemanlar tekniği kullanılarak yapılır. Bu matematiksel prosedür ilgili kaynaklarda hazır olarak yer almaktadır.

$$m_e = \rho_p \left( \int dx dy dz \right)_{v_{pe}} = \rho_p \left( \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 |J| d\xi d\eta d\zeta \right)_{v_{pe}} \quad (5.5)$$

$|J|$  : Jakobiyen matrisinin determinanı

### *Jakobiyen Matrisi:*

Jakobiyen matrisi aşağıdaki matris üzerinden hesaplanır;

$$[J] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

Jakobiyen matrisin değerlendirmesini ve onun determinantını içeren hacim integralleri genellikle nümerik olarak yapılır.

### *Şekil Fonksiyonu:*

İlk olarak bir elemanın içindeki noktanın global koordinatları (x,y,z) elemanın nodal koordinatları (X<sub>i</sub>,Y<sub>i</sub>,Z<sub>i</sub>) şeklinde yazılır;

$$x = \sum_{i=1}^n N_i X_i \quad (5.7a)$$

$$y = \sum_{i=1}^n N_i Y_i \quad (5.7b)$$

$$z = \sum_{i=1}^n N_i Z_i \quad (5.7c)$$

$n$ ; bir elemanın toplam nod numaralarıdır ve  $N_i$  i nodunun şekil fonksiyonudur ki bu genellikle doğal koordinatlar bakımından açıklanır ( $\xi, \eta, \zeta$ ).

Şekil fonksiyonu 3 boyutlu elemanlar için aşağıdaki gibidir;

$$N_i = \frac{1}{8} (1 + \xi_0)(1 + \eta_0)(1 + \zeta_0) \quad (5.7d)$$

$$\xi_0 = \xi_i \xi \quad \eta_0 = \eta_i \eta \quad \zeta_0 = \zeta_i \zeta \quad (5.7e)$$

Denklem 5.5 aşağıdaki formda yazılabilir;

$$m_e = \rho_p v(\{r_p\})_e \quad (5.8)$$

Burada eleman nodal koordinatlarının fonksiyonudur ve eleman hacimleri aşağıdaki denklem ile hesaplanır;

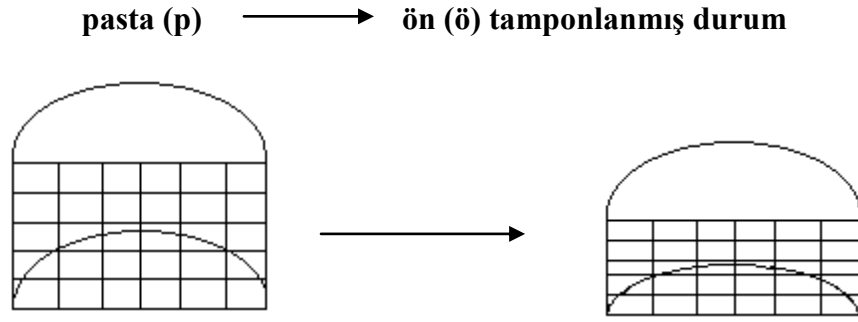
$$v(\{r_p\})_e = \left( \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 |J| d\xi d\eta d\zeta \right)_{v_{pe}} \quad (5.9)$$

$\{r_p\}$ : elemanların nodal koordinatlarını içeren vektör

$v(\{r_p\})_e$ : elemanların nodal koordinatlarının fonksiyonu

#### *“Ön” Geometrinin Belirlenmesi*

Pasta halindeki malzemenin kalıba yerleştirilip tamponlanması sonucu “ön” şekil elde edilmektedir. Buradaki tamponlama baskı kuvveti ile orjinal yapı (pasta) üzerinde oluşturulan mesh geometrisi yer değiştirmektedir. Bu yer değiştirmelere bağlı olarak ön-şekildeki nodal koordinatlar belirlenmektedir.



Şekil 5.3 Pasta halindeki kompozit malzemenin pasta ve ön şekillendirme durumu

$$\{R_{\ddot{o}}\} = \{R_p\} + U \quad (5.10)$$

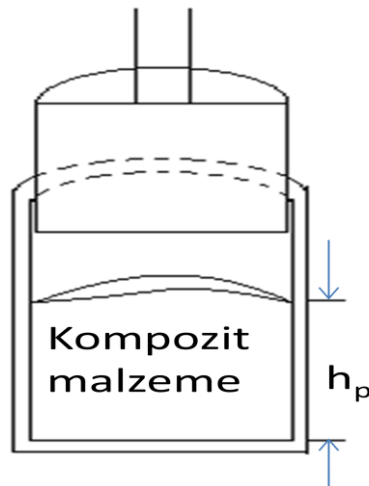
$\{R_p\}$  orijinal mesh geometrisi (pasta geometrisi) için nodal koordinatların bir vektörü,  $\{R_{\ddot{o}}\}$  ön-şekillendirme sonrası nodal koordinatların vektörü ve  $\{U\}$  tamponlama sonrasında orijinal (pasta) pozisyonundan ön-şekil geometrisine geçerken nodal noktanın yer değiştirme vektördür.

#### 5.4 Sayısal Model İçin Gereken Verilerin Bulunması

Sayısal modelleme için veri elde etme ve tanımlanan üç hali (pasta, ön-şekil, son şekil) birbiriyle ilişkilendirmek amacıyla aşağıdaki çalışmalar yapılmıştır.

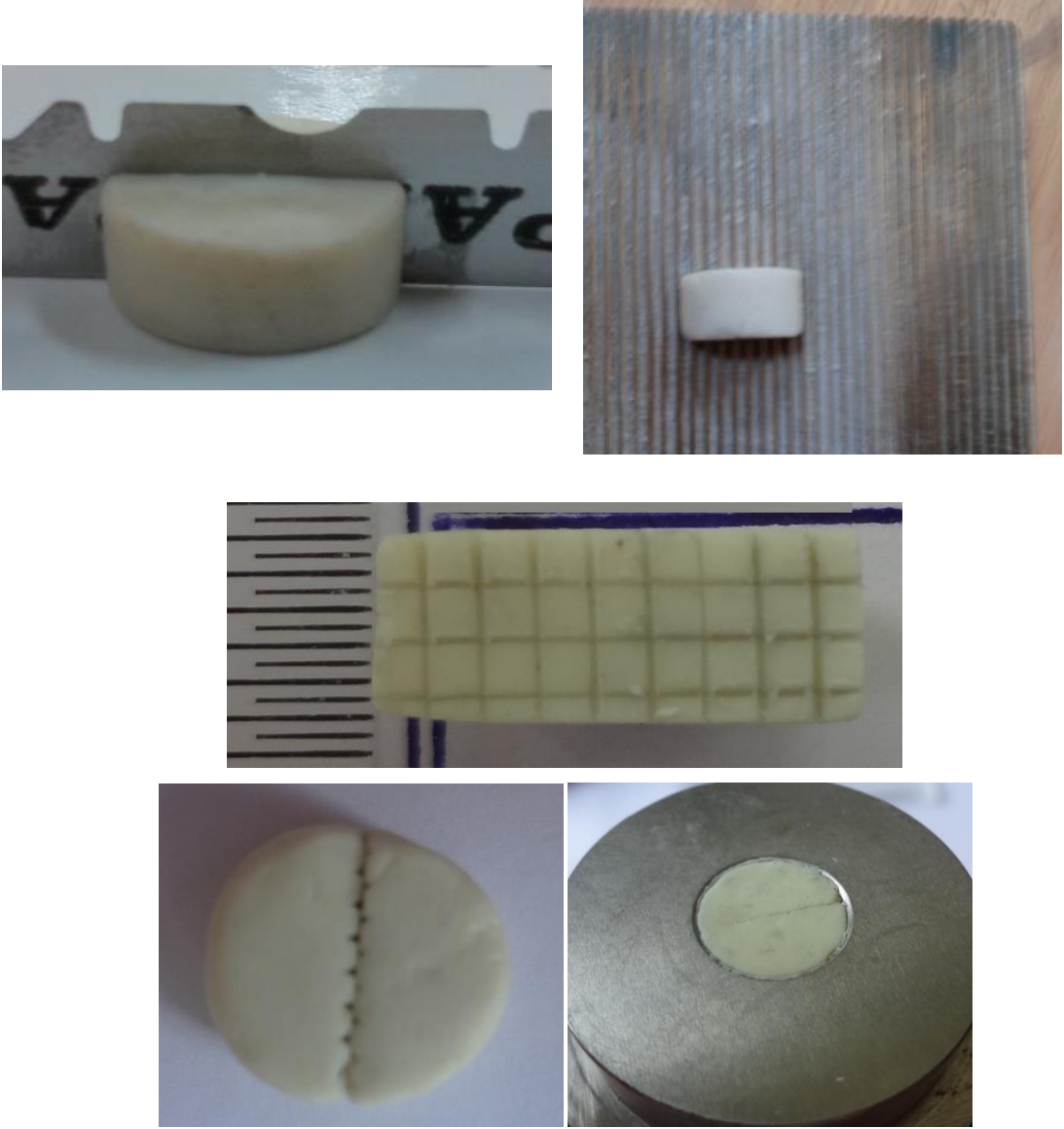
##### 1) Pasta durumu:

Elde edilen kompozit malzeme sabit bir miktarda kalıp içine koyulmaktadır. Bu aşamada malzememiz pasta olarak adlandırılmıştır. Kalıp içine yerleştirilen malzeme henüz tamponlamadan önce bir  $h_p$  yüksekliğindedir.



Şekil 5.4 Pasta halindeki kompozit malzemenin kalıp içine yerleştirilmiş ancak tamponlanmamış durumu

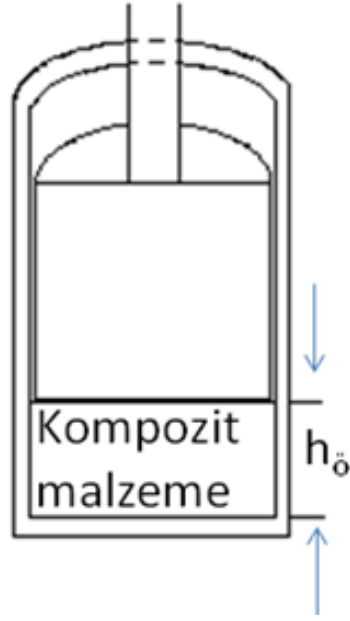
Kalıp içindeki kompozit malzeme ilk aşamadan sonra kalıp içinden alınarak jilet yardımı ile ortadan ikiye bölünmüştür. İkiye bölünen numunenin bir tarafına mastar yardımı ile 1,25 mm<sup>2</sup>'lik kareler çizilmiştir.



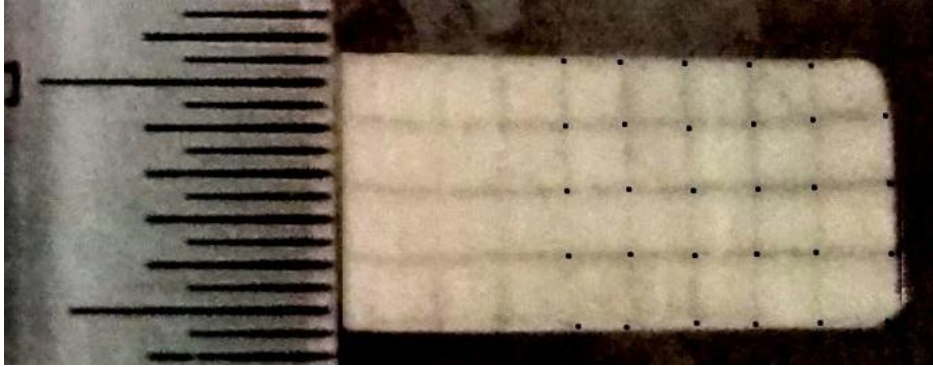
Şekil 5.5 Orijinal yapıda mesh oluşturma aşamaları

2) “Ön”şekil durumu:

Kareler çizilen ve henüz pasta durumunda olan numune yeniden birleştirilerek kalıp içine koyulmuştur. Kalıp içindeki kompozit malzeme tamponlanarak sıkıştırılmıştır. Burada pasta halindeki yüksekliği azalarak ön-şekil yüksekliği olan  $h_0$  değerine ulaşmıştır.



Şekil 5.6 Tamponlama işlemi ve tamponlamadan sonraki kompozitin “ön”şekil şematik görünümü



Şekil 5.7 Tamponlama sonrasında ön-şekildeki meshlerin durumu

### 3) Sayısal çalışma:

Deneyisel işlemler sonucunda elde edilen veriler ışığında pasta halindeki kompozitin baskı uygulama (tamponlama) sonrasında elemanların nodal koordinatları yer değiştirmektedir. Ön-şekil verildikten sonra yer değiştirme miktarına bağlı olarak bu yapı içinde yoğunluk dağılımı meydana gelmektedir. Yoğunluk dağılımı her bir elemanın yüksekliğinde meydana gelen değişime bağlı olarak hesap edilmektedir. Yoğunluk dağılımlarının belirlenmesinin ardından her bir elemanın yer değiştirmesine bağlı olarak çap değişimleri hesap edilmektedir. Sayısal modelleme aşamaları her bir kompozit malzeme için 3 örnek üzerinden yapılmıştır. Sayısal

modelleme aşamasındaki tüm hesaplamalar Excel (2007) ve MATLAB R2010a aracılığıyla yapılmıştır.

**SONUÇLAR VE TARTIŞMA****6. DeneySEL Sonuçlar****6.1 Arşimet Prensibi ile Elde Edilen Sonuçlar**

Üretilen dental kompozitlerin aynı zamanda teorik yoğunlukları hesap edildi. Elde edilen yoğunluk değerleri Çizelge 6.1’de gösterildi.

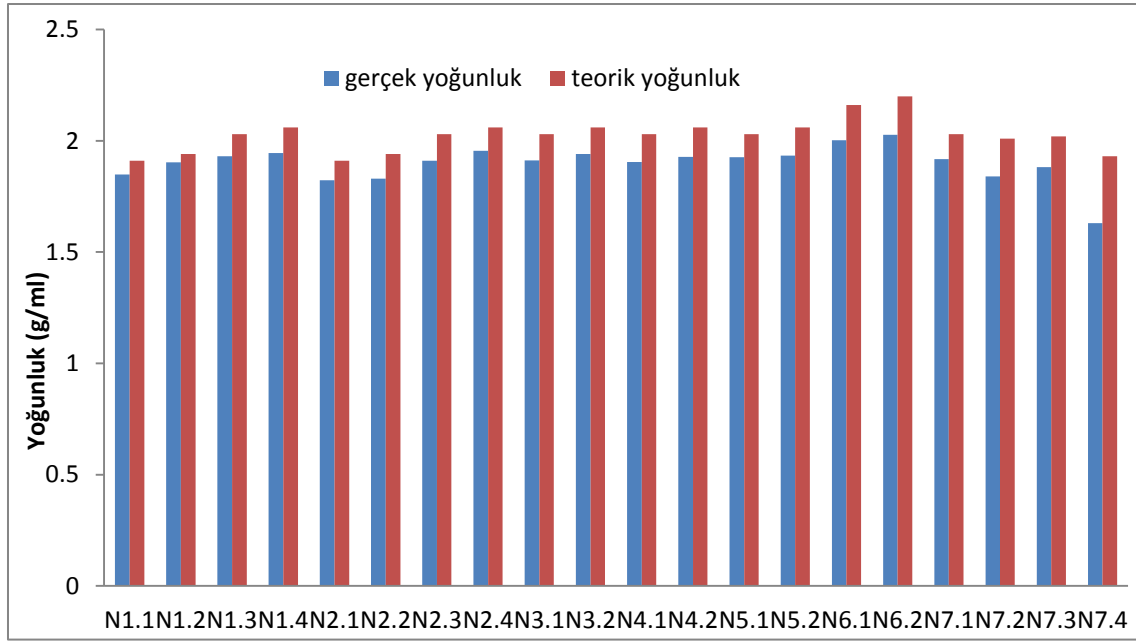
Çizelge 6.1. Üretilen dental kompozitlerin teorik yoğunluk değerleri

| Dental Kompozit No | Teorik Yoğunluk (g/ml) |
|--------------------|------------------------|
| N1.1               | 1,9100                 |
| N1.2               | 1,9400                 |
| N1.3               | 2,0300                 |
| N1.4               | 2,0600                 |
| N2.1               | 1,9100                 |
| N2.2               | 1,9400                 |
| N2.3               | 2,0300                 |
| N2.4               | 2,0600                 |
| N3.1               | 2,0300                 |
| N3.2               | 2,0600                 |
| N4.1               | 2,0300                 |
| N4.2               | 2,0600                 |
| N5.1               | 2,0300                 |
| N5.2               | 2,0600                 |
| N6.1               | 2,1600                 |
| N6.2               | 2,2000                 |
| N7.1               | 2,0300                 |
| N7.2               | 2,0100                 |
| N7.3               | 2,0200                 |
| N7.4               | 1,9300                 |

Üretilen dental kompozitlerin pasta halinin gerçek ve teorik yoğunlukları Çizelge 6.2’ de verilmiştir.

Çizelge 6.2. Üretilen dental kompozitlerin pasta halinin gerçek ve teorik yoğunlukları.

| Dental Kompozit No | Pasta yoğunluk (g/ml)<br>(Arşimet prensibi) | Pasta teorik yoğunluk (g/ml) |
|--------------------|---------------------------------------------|------------------------------|
| N1.1               | 1,8484                                      | 1,9100                       |
| N1.2               | 1,9039                                      | 1,9400                       |
| N1.3               | 1,9311                                      | 2,0300                       |
| N1.4               | 1,9454                                      | 2,0600                       |
| N2.1               | 1,8233                                      | 1,9100                       |
| N2.2               | 1,8294                                      | 1,9400                       |
| N2.3               | 1,9100                                      | 2,0300                       |
| N2.4               | 1,9544                                      | 2,0600                       |
| N3.1               | 1,9125                                      | 2,0300                       |
| N3.2               | 1,9401                                      | 2,0600                       |
| N4.1               | 1,9052                                      | 2,0300                       |
| N4.2               | 1,9272                                      | 2,0600                       |
| N5.1               | 1,9268                                      | 2,0300                       |
| N5.2               | 1,9334                                      | 2,0600                       |
| N6.1               | 2,0019                                      | 2,1600                       |
| N6.2               | 2,0270                                      | 2,2000                       |
| N7.1               | 1,9172                                      | 2,0300                       |
| N7.2               | 1,8394                                      | 2,0100                       |
| N7.3               | 1,8815                                      | 2,0200                       |
| N7.4               | 1,6294                                      | 1,9300                       |

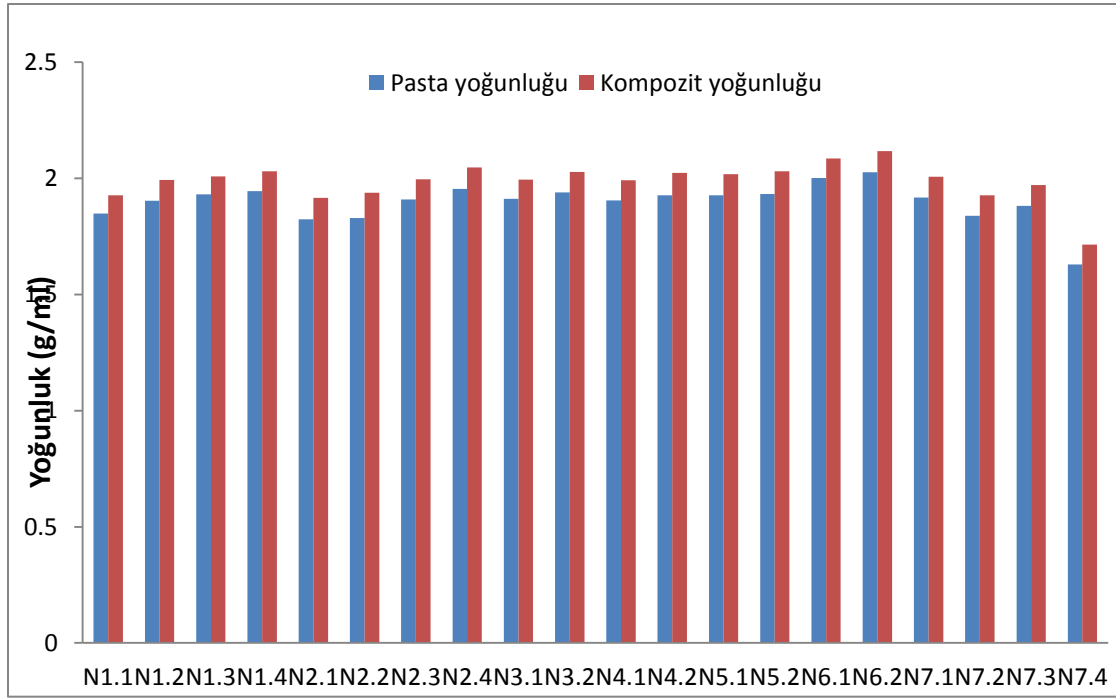


Şekil 6.1 Üretilen dental kompozitlerin pasta halinin gerçek ve teorik yoğunluk değerlerinin kıyaslanması.

Çizelge 6.2'ye ve Şekil 6.1'e bakıldığında üretilen dental kompozitlerin pasta halinin elde edilen gerçek yoğunlukları ile hesap edilen teorik yoğunlukları arasında fark olduğu görülmektedir. Bu durum açık ve özellikle de kapalı poröziteden kaynaklanır.

Çizelge 6.3 Üretilen dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş pasta hali ve sertleşme sonrası yoğunlukları.

| Dental Kompozit No | Pasta Yoğunluğu (g/ml) (Ss.) | Sertleşmiş Kompozit Yoğunluğu (g/ml) (Ss.) |
|--------------------|------------------------------|--------------------------------------------|
| N1.1               | 1,8484 (0,013)               | 1,9271 (0,016)                             |
| N1.2               | 1,9039 (0,029)               | 1,9928 (0,028)                             |
| N1.3               | 1,9311 (0,025)               | 2,0081 (0,034)                             |
| N1.4               | 1,9454 (0,005)               | 2,0310 (0,011)                             |
| N2.1               | 1,8233 (0,002)               | 1,9156 (0,042)                             |
| N2.2               | 1,8294 (0,008)               | 1,9383 (0,013)                             |
| N2.3               | 1,9100 (0,014)               | 1,9958 (0,033)                             |
| N2.4               | 1,9544 (0,008)               | 2,0477 (0,038)                             |
| N3.1               | 1,9125 (0,002)               | 1,9955 (0,034)                             |
| N3.2               | 1,9401(0,038)                | 2,0276 (0,013)                             |
| N4.1               | 1,9052 (0,015)               | 1,9920(0,017)                              |
| N4.2               | 1,9272 (0,003)               | 2,0240 (0,021)                             |
| N5.1               | 1,9268 (0,005)               | 2,0186 (0,032)                             |
| N5.2               | 1,9334 (0,006)               | 2,0310 (0,026)                             |
| N6.1               | 2,0019 (0,028)               | 2,0861(0,025)                              |
| N6.2               | 2,0270(0,016)                | 2,1172 (0,031)                             |
| N7.1               | 1,9172 (0,020)               | 2,0069 (0,026)                             |
| N7.2               | 1,8394 (0,017)               | 1,9267 (0,026)                             |
| N7.3               | 1,8815 (0,026)               | 1,9717 (0,052)                             |
| N7.4               | 1,6294 (0,002)               | 1,7157 (0,004)                             |
| N2.0               | 1,0300 (0,013)               | 1,1470 (0,014)                             |
| N3.0               | 1,0430 (0,042)               | 1,1550 (0,016)                             |
| N4.0               | 1,0420 (0,039)               | 1,1670 (0,011)                             |
| N5.0               | 1,0420 (0,015)               | 1,1700 (0,020)                             |



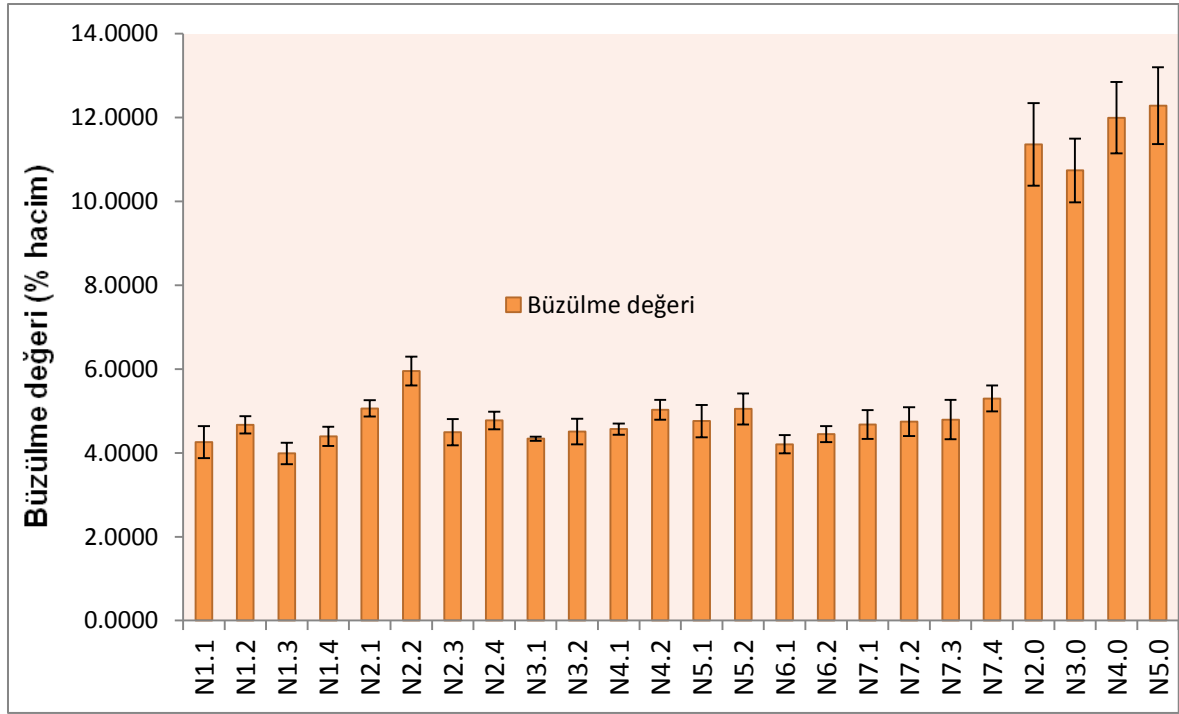
Şekil 6.2. Dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş polimerizasyon öncesi ve sonrası yoğunluk değişimleri

Dental kompozitler sertleşme öncesi ve sonrası Arşimet prensibine göre ölçülen yoğunluk değerleri Çizelge 6.3 ve Şekil 6.2’de verilmiştir. Elde edilen yoğunluk verilerine bağlı olarak büzülme değeri denklem 6.1’e göre hesaplanmıştır. Elde edilen büzülme değerleri Çizelge 6.4’de verilmiştir.

$$\Delta V(\% \text{büzülme}) = \left( \frac{1}{\rho_{\text{sert.sonrası}}} - \frac{1}{\rho_{\text{sert.öncesi}}} \right) \frac{1}{\rho_{\text{sert.öncesi}}} \times 100 \quad (6.1)$$

Çizelge 6.4 Dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş polimerizasyon öncesi ve sonrası yoğunluk değişimlerine bağlı büzülme değerleri

| Kompozit No | Büzülme Değeri (% hacim) | Standart sapma (Ss.) |
|-------------|--------------------------|----------------------|
| N1.1        | 4,258                    | 0,379                |
| N1.2        | 4,669                    | 0,204                |
| N1.3        | 3,987                    | 0,255                |
| N1.4        | 4,395                    | 0,230                |
| N2.1        | 5,062                    | 0,195                |
| N2.2        | 5,953                    | 0,346                |
| N2.3        | 4,494                    | 0,314                |
| N2.4        | 4,774                    | 0,211                |
| N3.1        | 4,337                    | 0,047                |
| N3.2        | 4,510                    | 0,305                |
| N4.1        | 4,567                    | 0,132                |
| N4.2        | 5,029                    | 0,235                |
| N5.1        | 4,758                    | 0,386                |
| N5.2        | 5,048                    | 0,370                |
| N6.1        | 4,206                    | 0,219                |
| N6.2        | 4,450                    | 0,189                |
| N7.1        | 4,679                    | 0,344                |
| N7.2        | 4,746                    | 0,341                |
| N7.3        | 4,794                    | 0,471                |
| N7.4        | 5,296                    | 0,309                |
| N2.0        | 11,359                   | 0,983                |
| N3.0        | 10,738                   | 0,758                |
| N4.0        | 11,996                   | 0,854                |
| N5.0        | 12,284                   | 0,914                |



Şekil 6.3 Dental kompozitlerin Arşimet prensibi ile elde edilmiş polimerizasyon öncesi ve sonrası yoğunluk değişimlerine bağlı büzölme değerleri

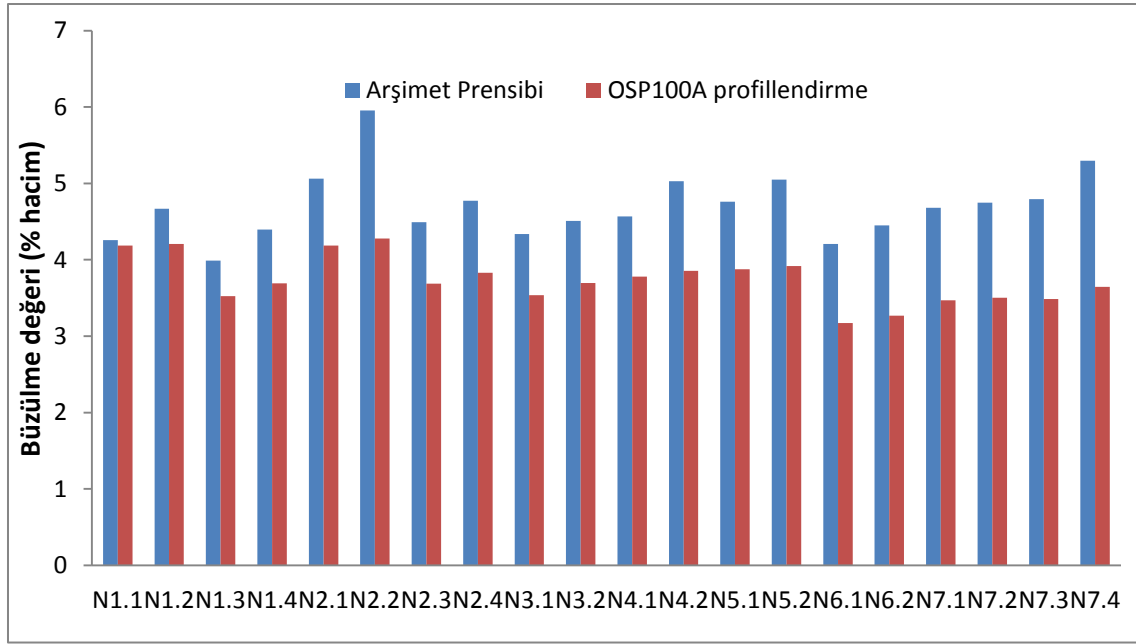
Çizelge 6.4'deki Arşimet prensibine bağlı olarak hesaplanmış büzölme değerleri ve standart sapma değerlerinin grafiği Şekil 6.3'de görülmektedir. Şekil 6.3'e göre dental kompozitlerin içerik oranlarına bağlı olarak büzölme değerleri değişmektedir. Bunun nedeni içeriği yoğunlaşan malzemelerin büzölme değerleri daha düşük içeriği daha az yoğun olan daha az inorganik madde içeren kompozitleri ise daha yüksek büzölme değeri göstermiştir. N2.0, N3.0, N4.0 ve N5.0 numaralı numuneler sadece reçine matrisi içeren malzemelerdir. Bunların içinde inorganik madde olmadığı için en yüksek büzölme değerlerini göstermiştir.

## 6.2 Lazer Profilometresi ile Elde Edilen Sonuçlar

Çizelge 6.5'te lazer profilometresi ile elde edilen büzülme değerleri gösterilmiştir.

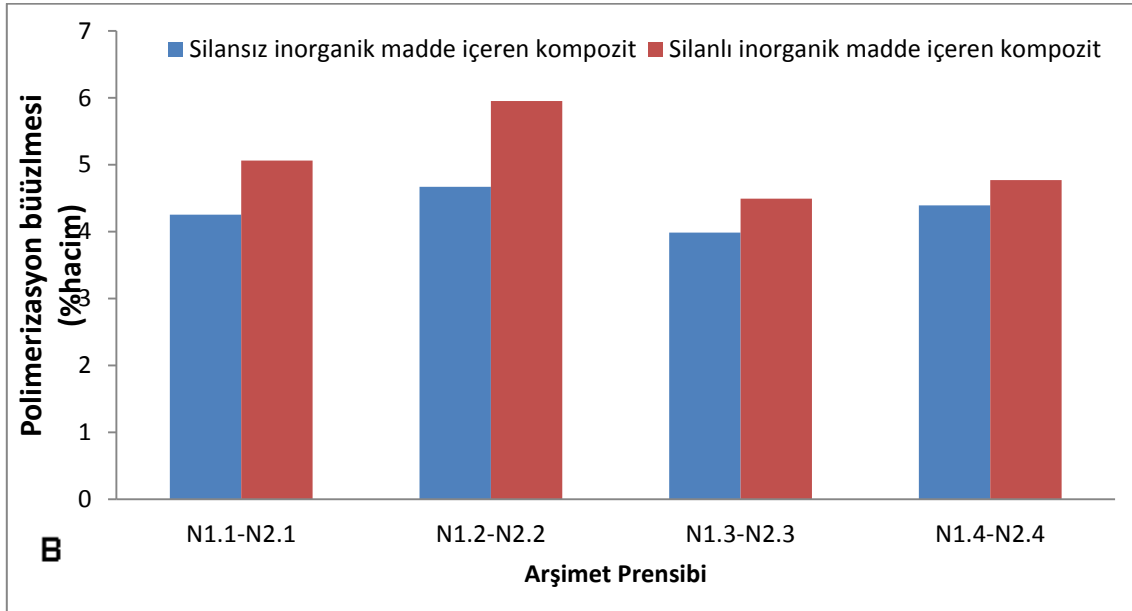
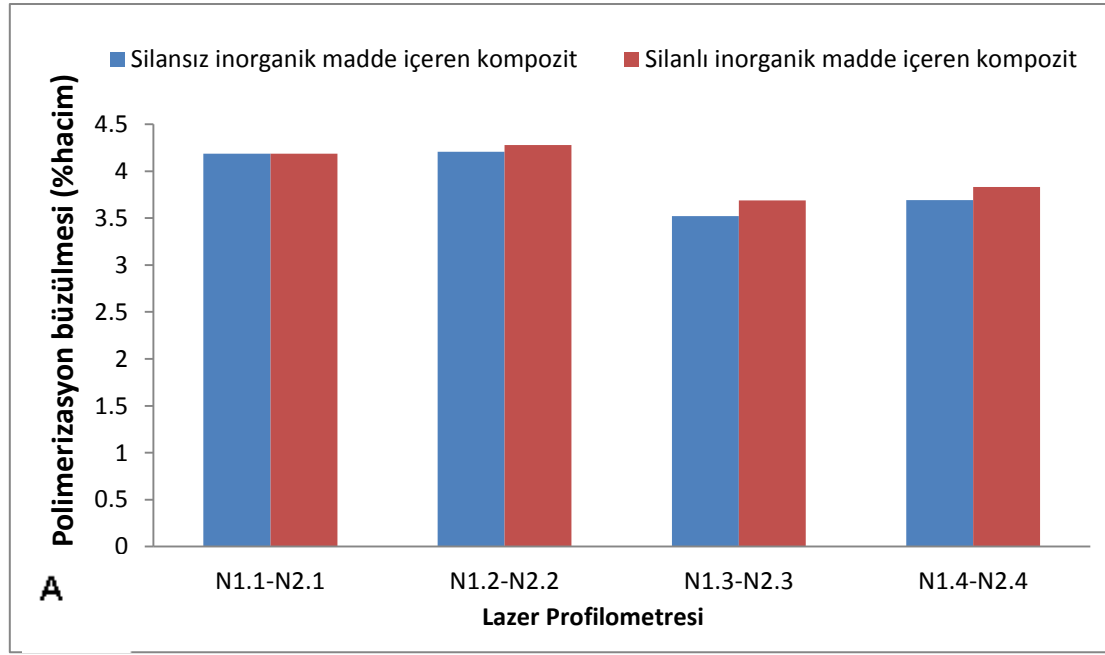
Çizelge 6.5 Lazer profilometresi ile elde edilen büzülme değerleri

| Kompozit No | Büzülme Değeri (% hacim) | Standart sapma (Ss.) |
|-------------|--------------------------|----------------------|
| N1.1        | 4,185                    | 0,089                |
| N1.2        | 4,205                    | 0,102                |
| N1.3        | 3,523                    | 0,069                |
| N1.4        | 3,693                    | 0,063                |
| N2.1        | 4,190                    | 0,139                |
| N2.2        | 4,278                    | 0,084                |
| N2.3        | 3,688                    | 0,072                |
| N2.4        | 3,830                    | 0,174                |
| N3.1        | 3,535                    | 0,087                |
| N3.2        | 3,695                    | 0,075                |
| N4.1        | 3,780                    | 0,035                |
| N4.2        | 3,855                    | 0,090                |
| N5.1        | 3,875                    | 0,082                |
| N5.2        | 3,918                    | 0,074                |
| N6.1        | 3,170                    | 0,106                |
| N6.2        | 3,270                    | 0,130                |
| N7.1        | 3,470                    | 0,074                |
| N7.2        | 3,503                    | 0,069                |
| N7.3        | 3,485                    | 0,044                |
| N7.4        | 3,645                    | 0,133                |



Şekil 6.4 Dental kompozit numunelerinin iki yöntemle elde edilmiş büzülme değerleri

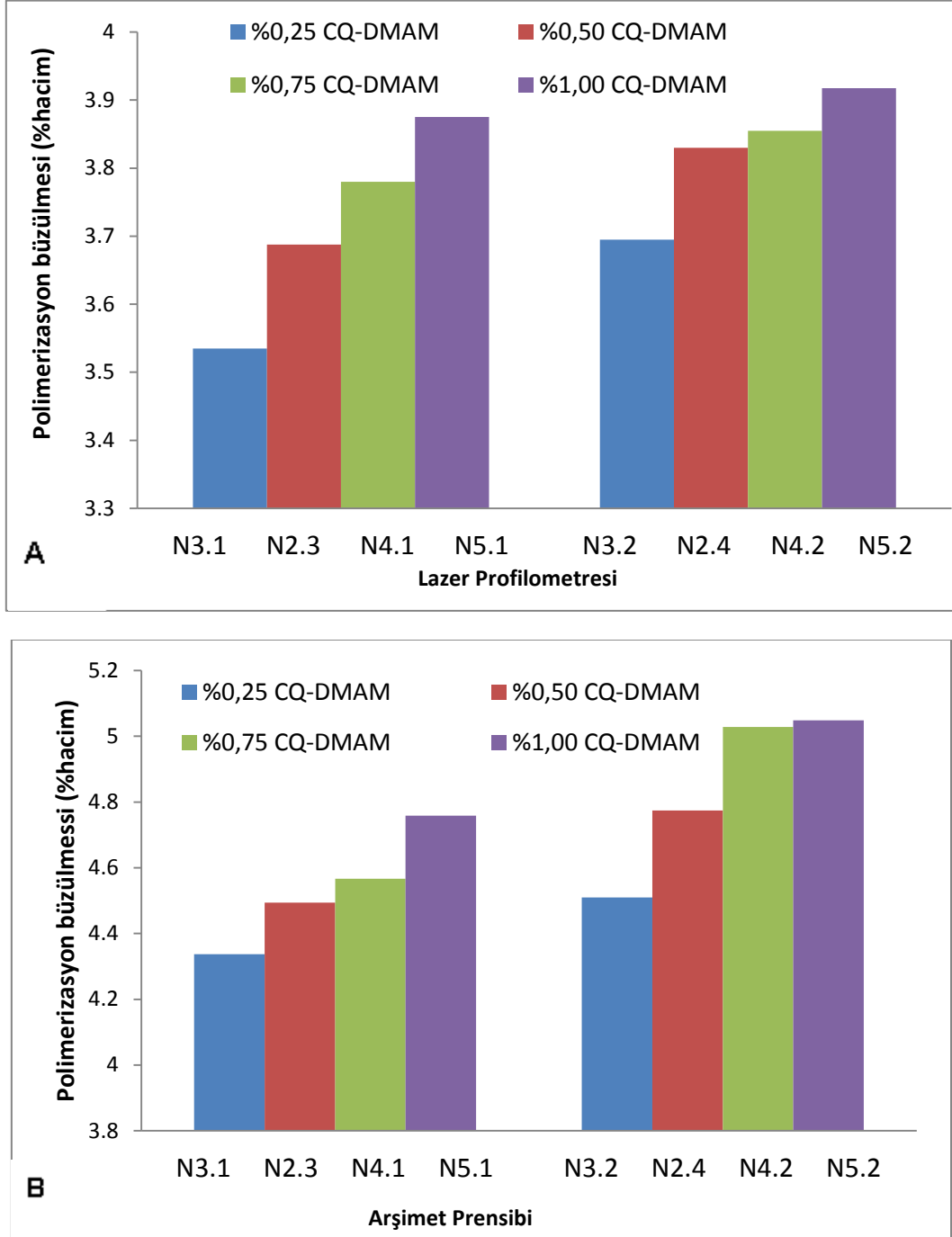
Şekil 6.4’de iki yöntemle elde edilen büzülme değerleri kıyaslandı. Buna göre Arşimet prensibi ile elde edilen büzülme değerlerinin daha yüksek olduğu görüldü. Özellikle kapalı porözite nedeniyle Arşimet prensibine bağlı olarak hesaplanan büzülme değerleri daha yüksek çıkmıştır. Ayrıca, bu farklılığa Arşimet prensibi uygulamasında numunenin su içindeki ve normal hava ortamındaki kütleleri farkına dayanan bir yoğunluk hesabı olması ve hassas terazi kullanılması nedeniyle eser miktarda bile olsa çözünebilecek malzemelerin de katkısı olmuştur.



Şekil 6.5 Silanlı ve silansız içerik maddeli kompozitlerin büzülme değerlerinin kıyaslanması (A: Lazer Profilometresi ile elde edilen, B: Arşimet Prensibi ile elde edilen büzülme değerleri)

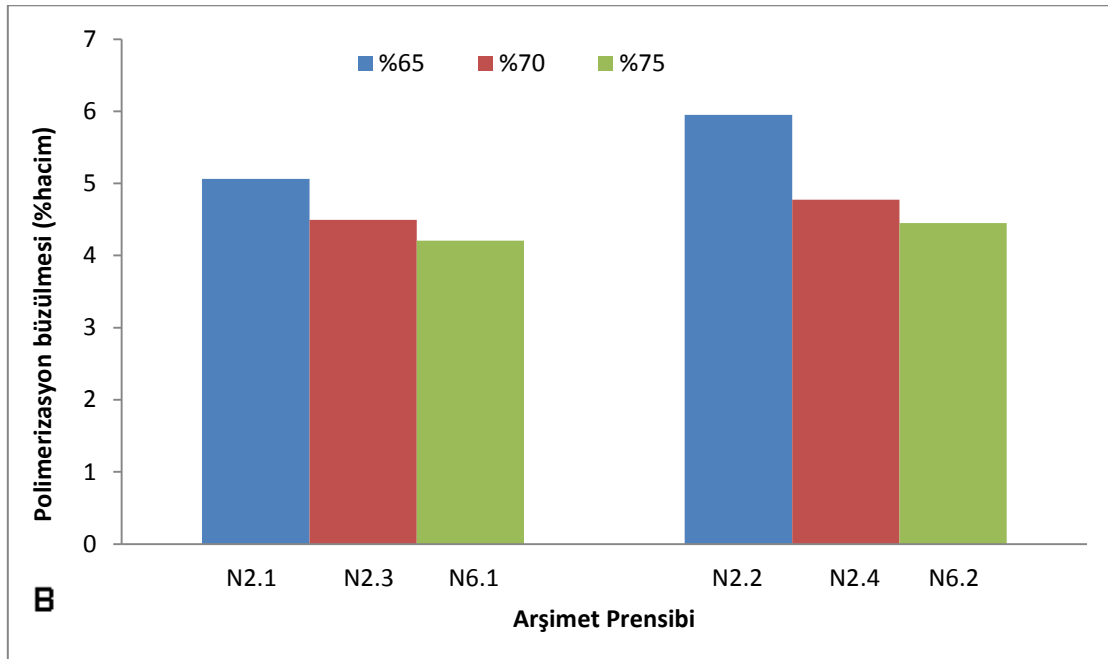
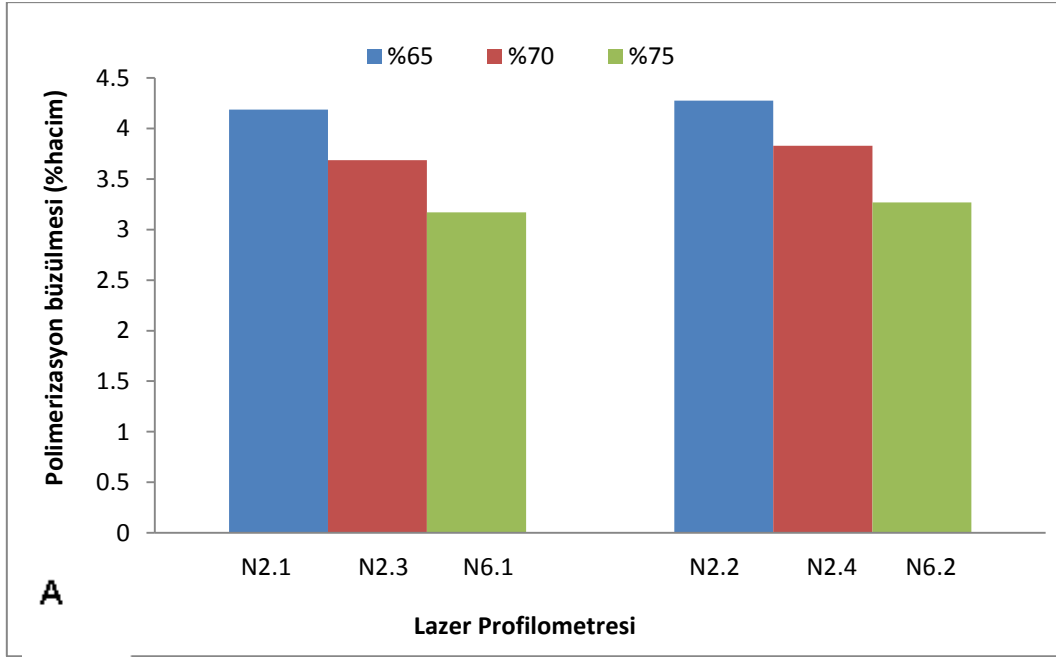
Şekil 6.5'te Arşimet prensibi ve lazer profilometresi ile elde edilen büzülme değerleri silanlı ve silansız içerik maddelerine bağlı olarak kıyaslanmıştır. Her iki şekle de bakıldığında silansız inorganik madde içeren kompozitlerin aynı içerik ve orandaki silanlı inorganik madde içerenlere göre daha düşük büzülme değeri olduğu görülmektedir. Bu durumun sebebi, silanlı

içeriğe sahip kompozitlerde arayüzey bağlayıcısı olarak kullanılan silandan dolayı inorganik dolgular arası çekim ve bağın daha yüksek olmasıdır.



Şekil 6.6 Fotobaşlatıcı oranının polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisi

Farklı oranlarda kullanılan fotobaşlatıcı oranının elde edilen büzülme değerlerine etkisi Şekil 6.6'da görülmektedir. Şekil 6.6A'da lazer profilometresi ile elde edilen bu değerlere bakıldığında CQ-DMAM oranı arttıkça fotopolimerizasyon sonucu meydana gelen büzülme değerlerinin daha yüksek olduğu görülmektedir. CQ ve DMAM fotobaşlatıcı olduğu için miktarları arttıkça büzülmenin de artması doğal bir sonuç olarak elde edilmiştir. Aynı durum Arşimet prensibi ile elde edilmiş büzülme sonuçları için de geçerlidir (Şekil 6.6B).

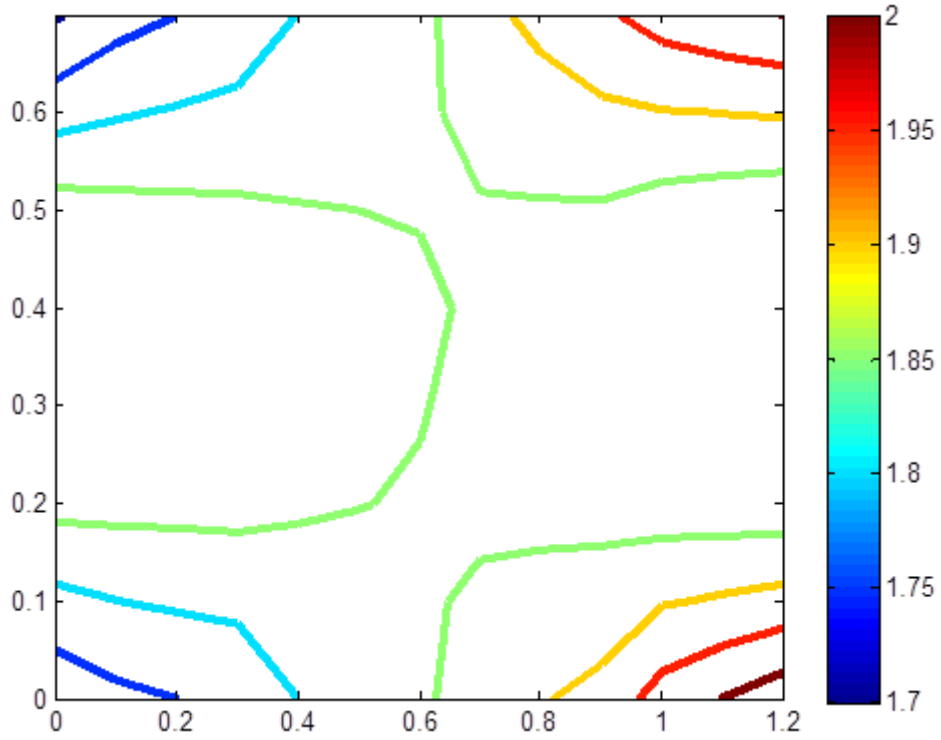


Şekil 6.7 İnorganik madde oranının polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisi

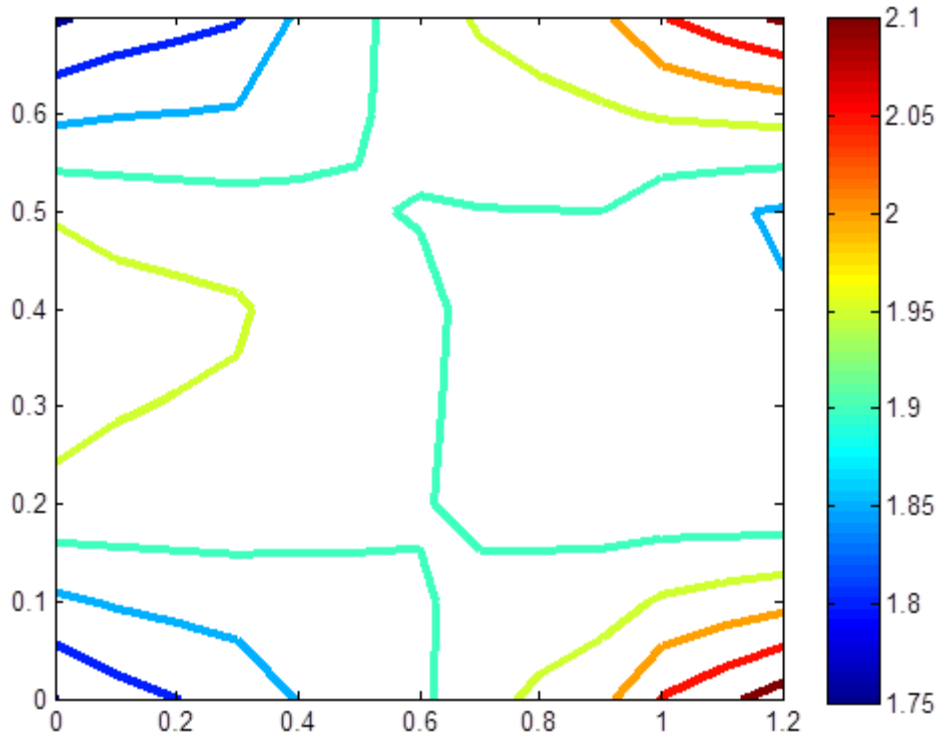
İnorganik madde miktarının büzülme değerlerine etkisi  ekil 6.7’de verilmiştir Grafiklere bakıldığında inorganik madde miktarı arttıķa fotopolimerizasyon sonrası meydana gelen büzülme değerinin daha düşük olduğu görülmektedir. Bunun nedeni kompozit malzemelerin yapı içi boşluğunun inorganik madde miktarı arttıķa azalmış olmasıdır.

### 6.3 Sayısal Modelleme Sonuçları

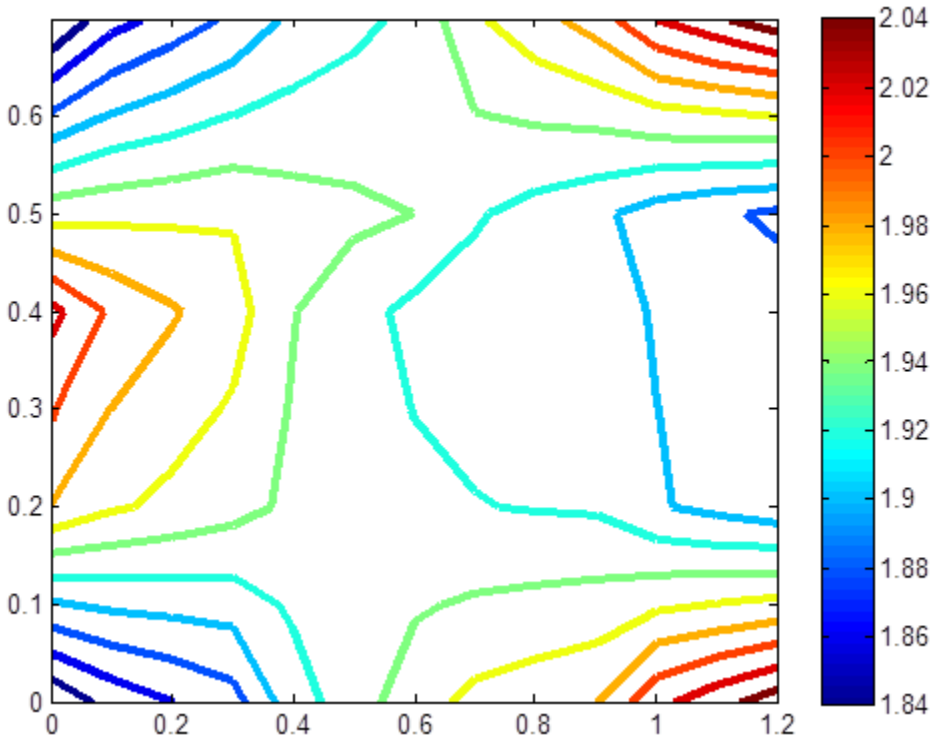
Dental kompozitlerin  n şekillendirme işlemi sonrası meydana gelen yoğunluk dağılımları şekil 6.8-6.27’da verilmiştir. Bu grafikler kompozit numunelerin eleman oluşturulan yüzeylerinde meydana gelen yoğunluk dağılımını, dik eksen boyunca simetrik kabul edilen bir yarısını ifade etmektedir.



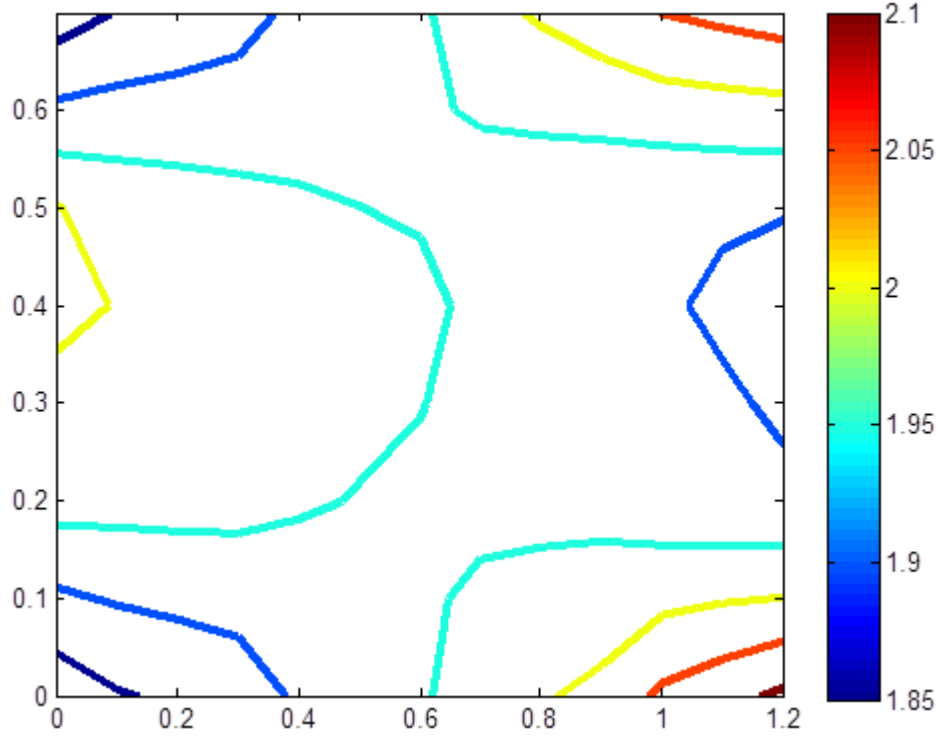
Şekil 6.8 N1.1  n şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



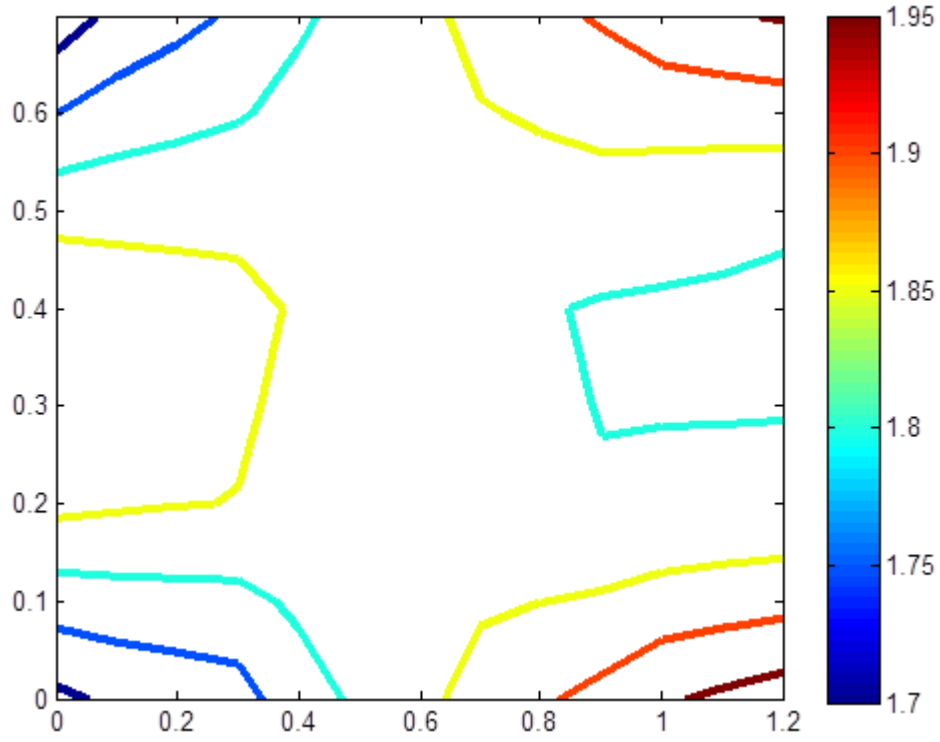
Şekil 6.9 N1.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



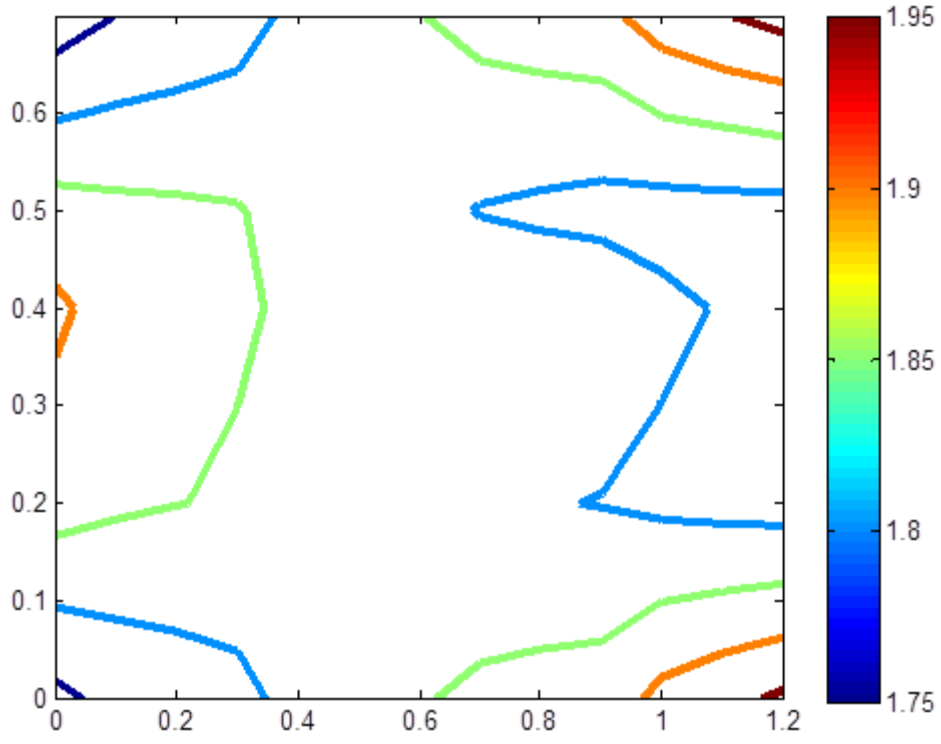
Şekil 6.10 N1.3 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



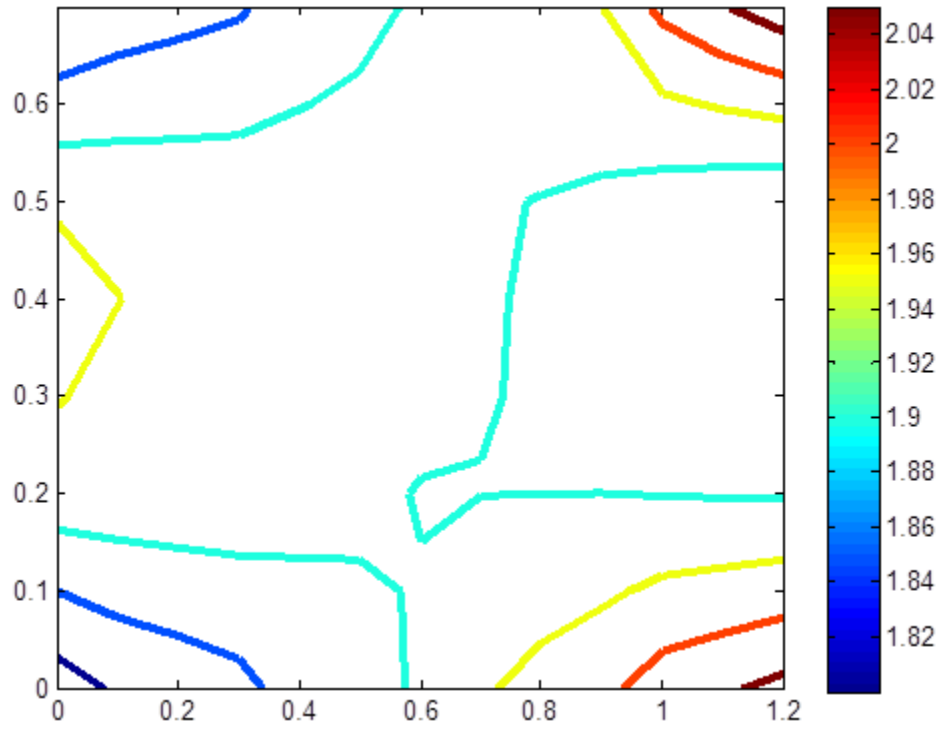
Şekil 6.11 N1.4 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



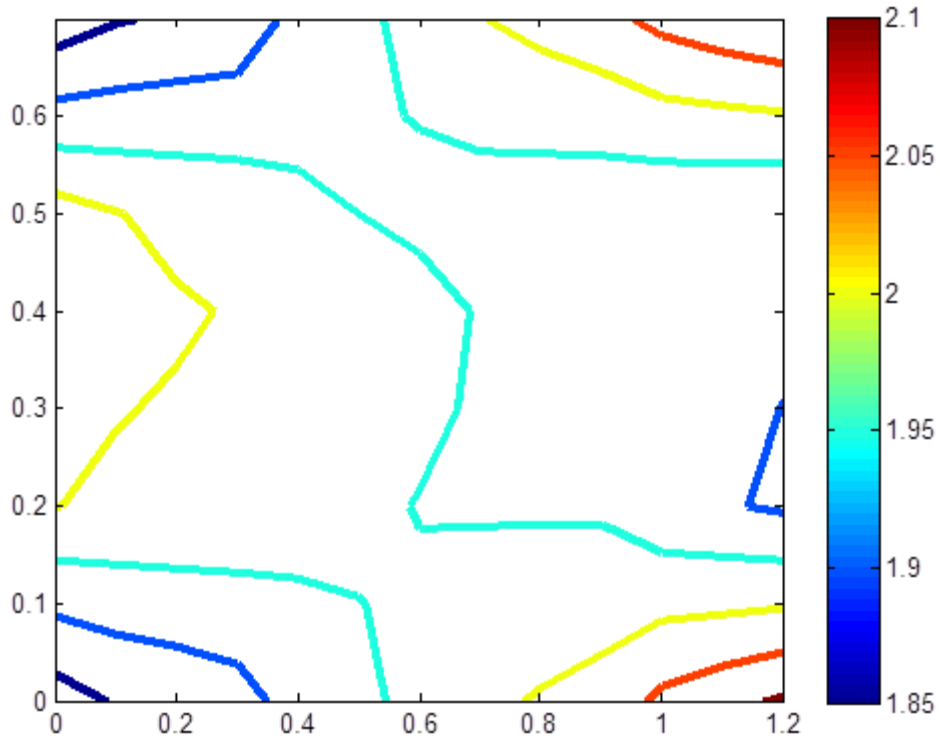
Şekil 6.12 N2.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



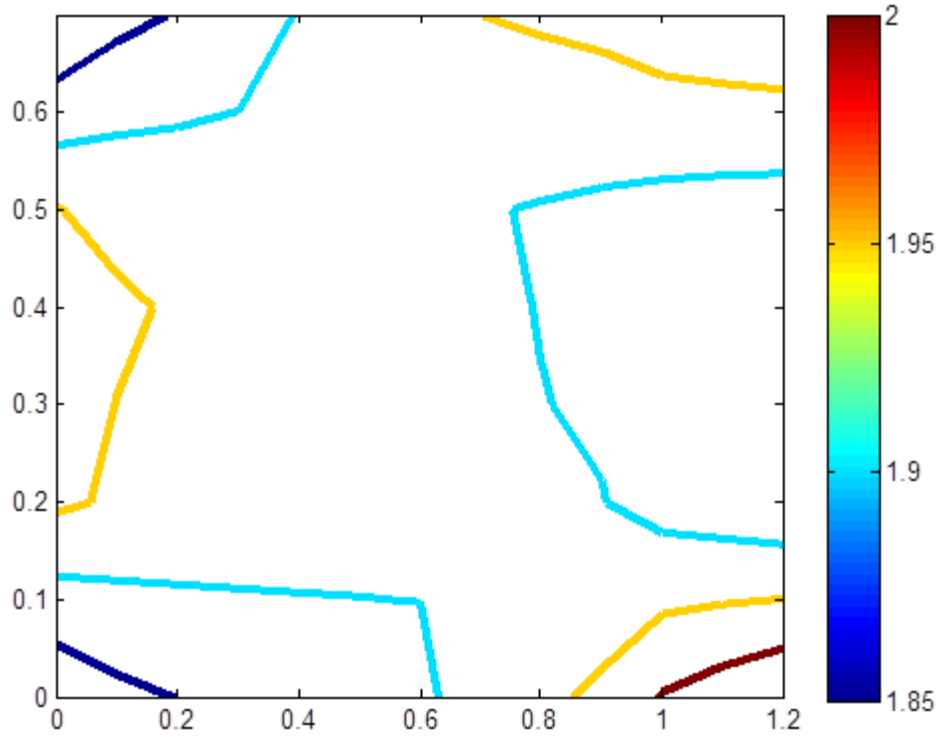
Şekil 6.13 N2.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



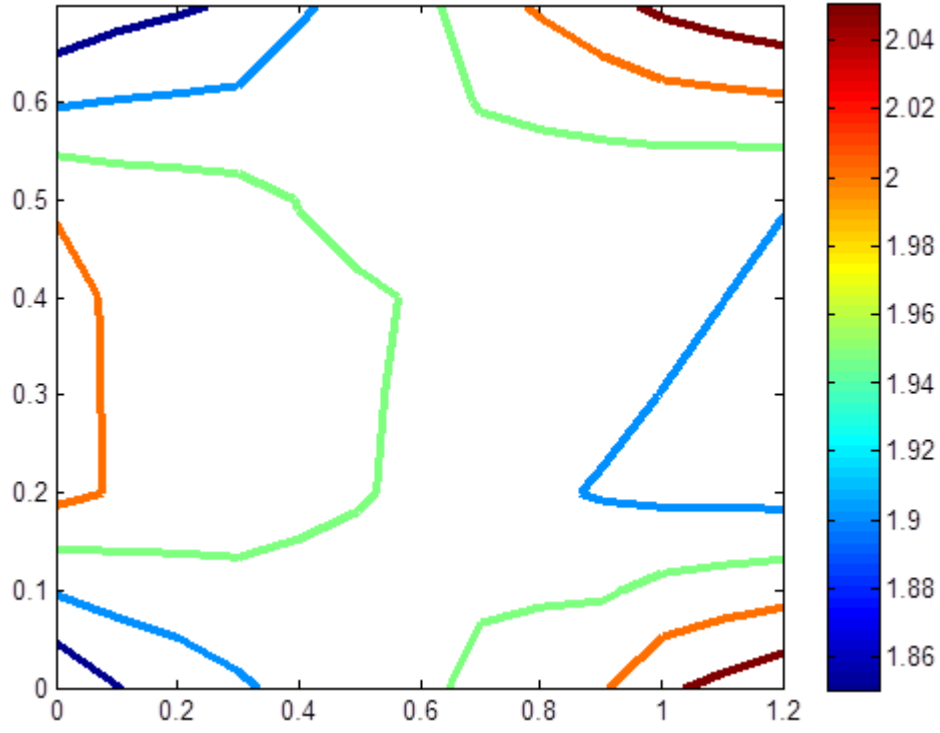
Şekil 6.14 N2.3 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



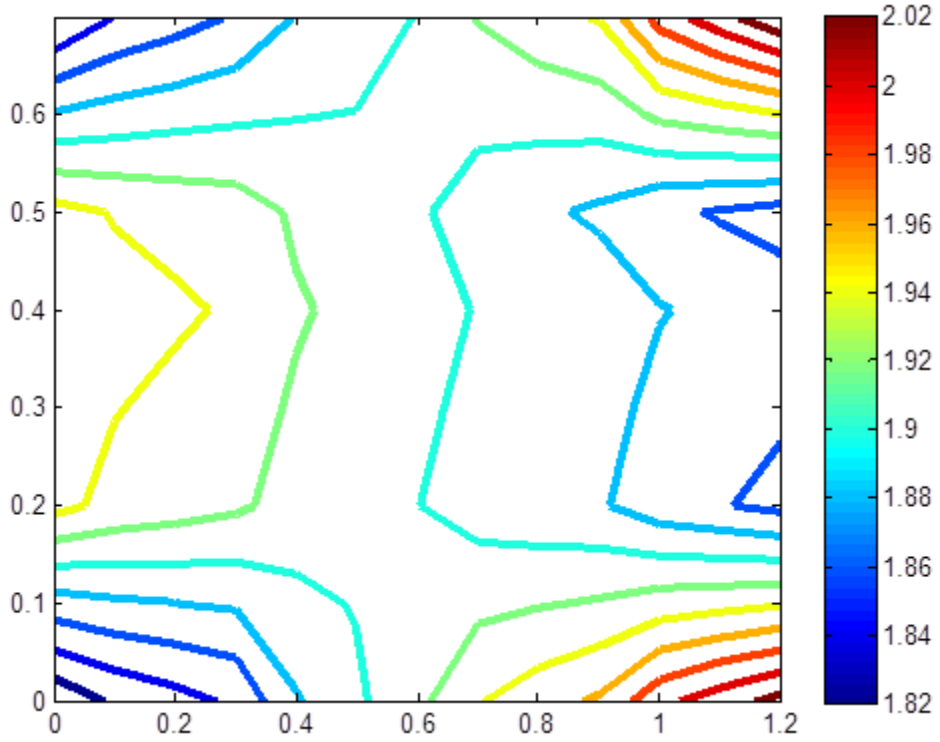
Şekil 6.15 N2.4 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



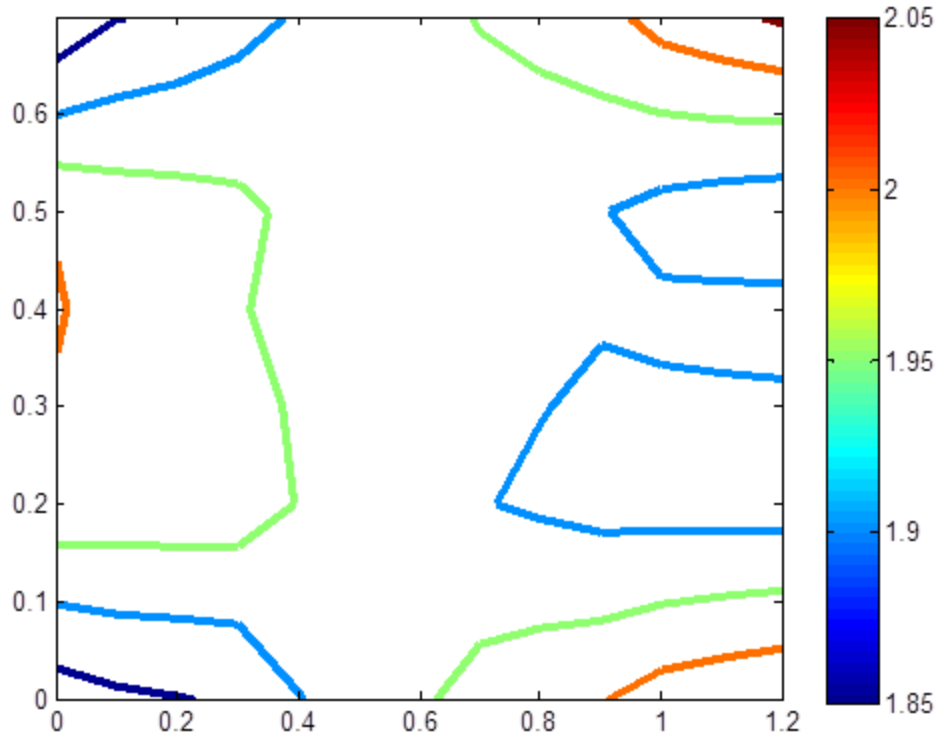
Şekil 6.16 N3.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



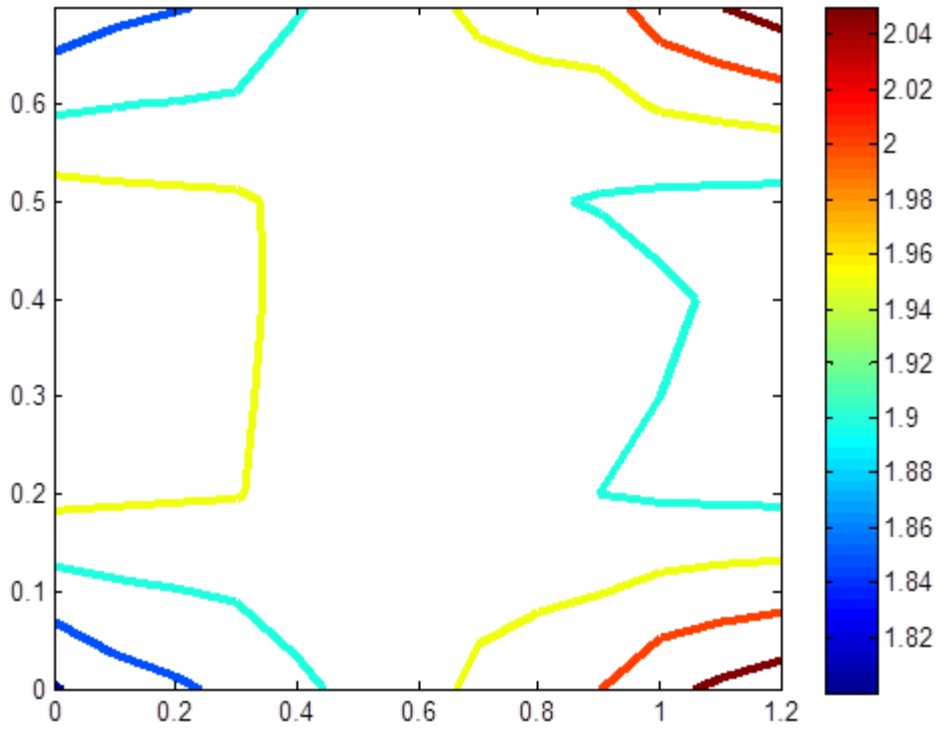
Şekil 6.17 N3.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



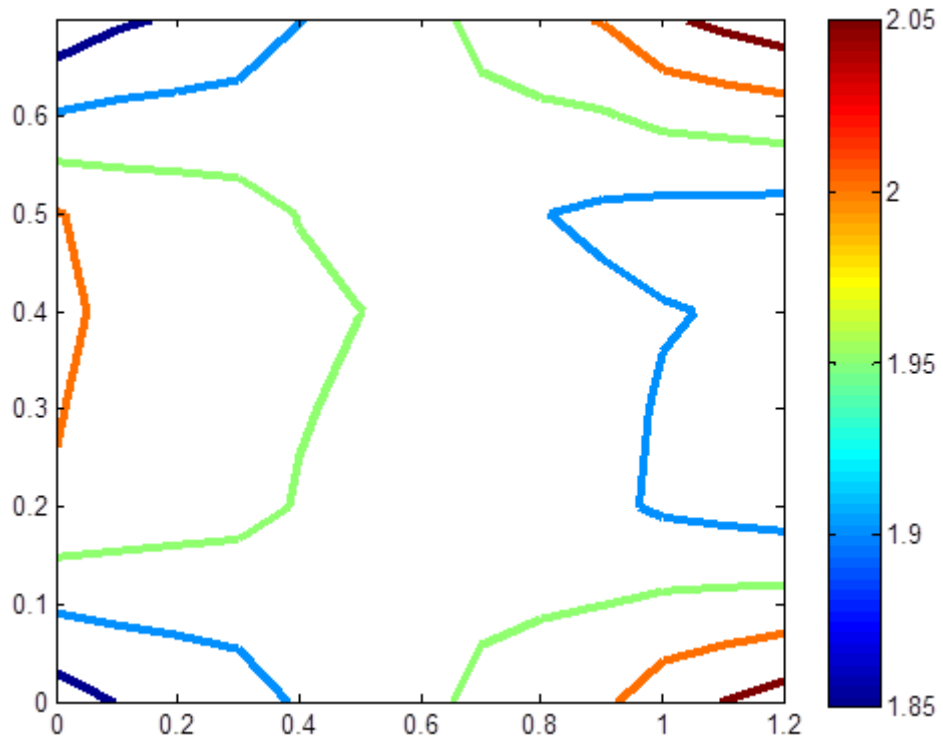
Şekil 6.18 N4.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



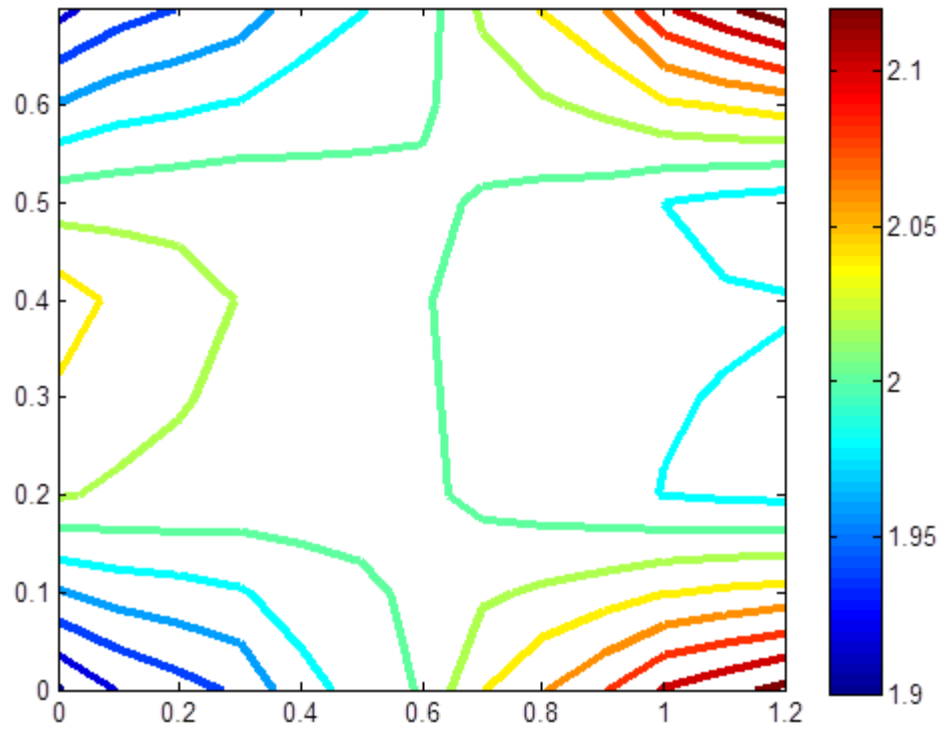
Şekil 6.19 N4.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



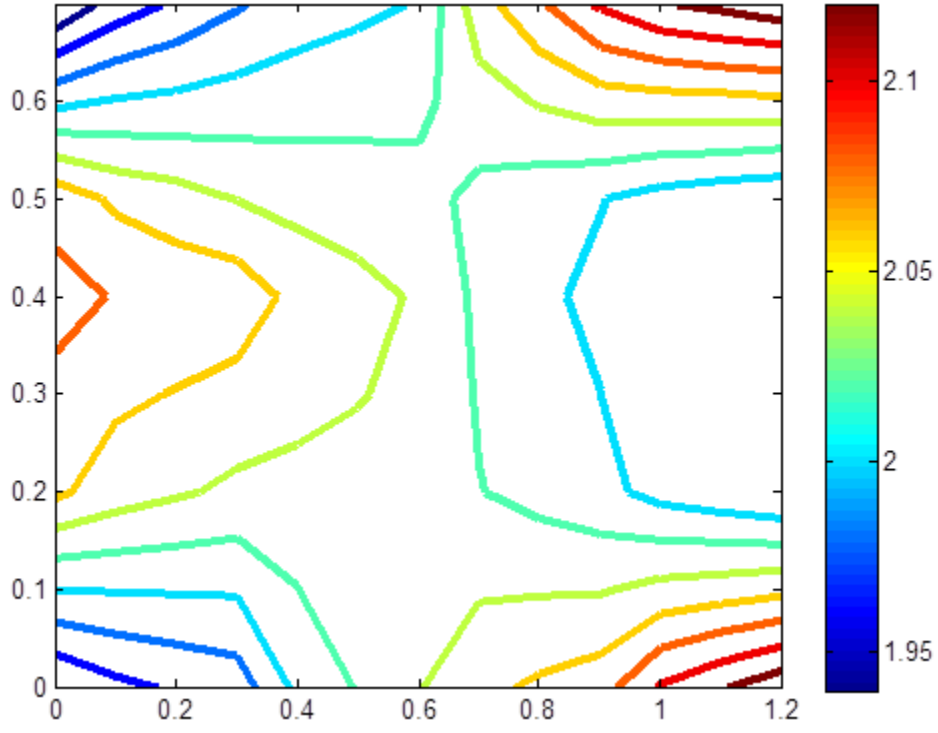
Şekil 6.20 N5.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



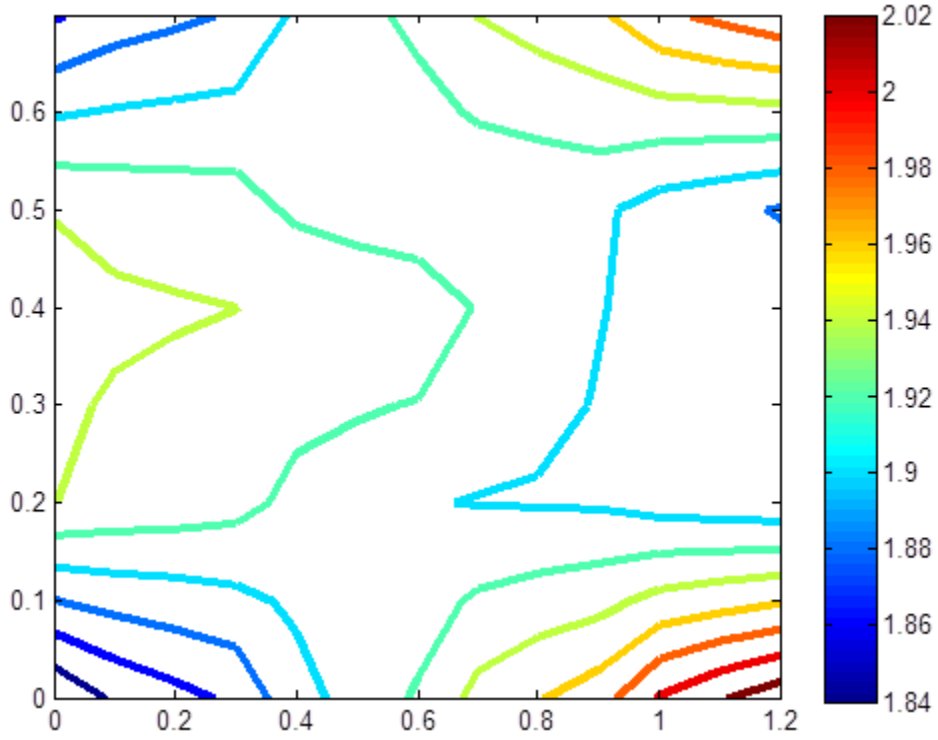
Şekil 6.21 N5.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



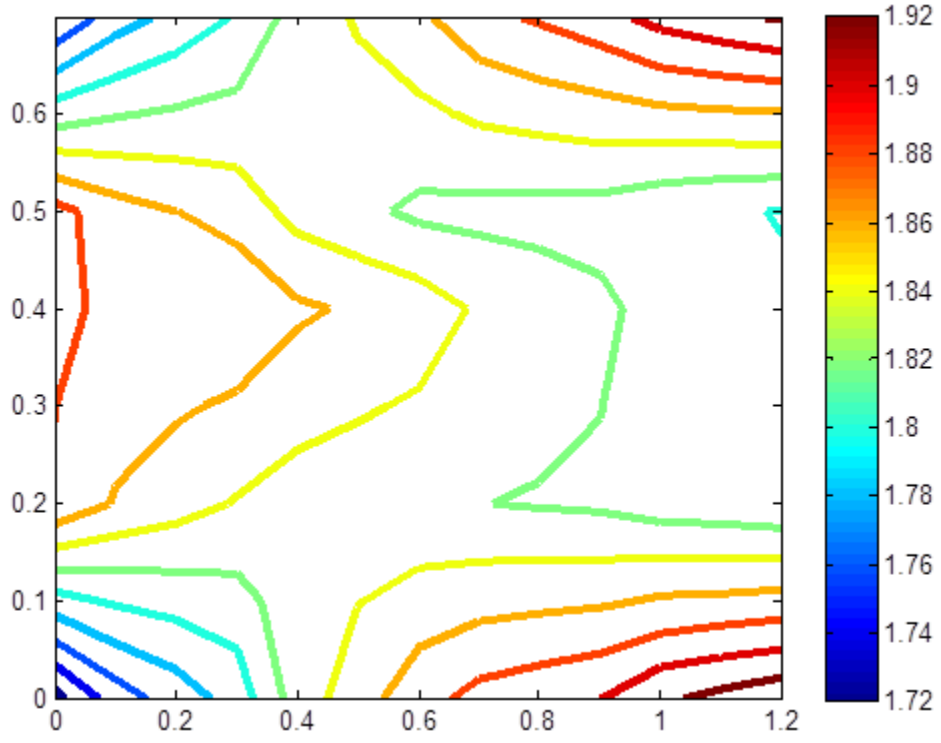
Şekil 6.22 N6.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



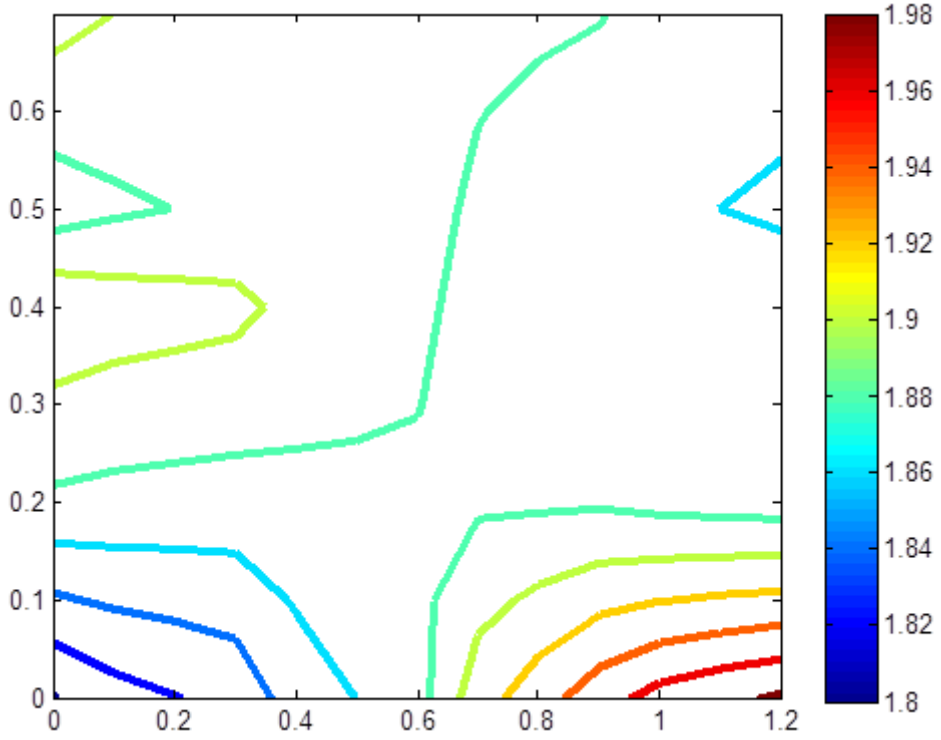
Şekil 6.23 N6.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



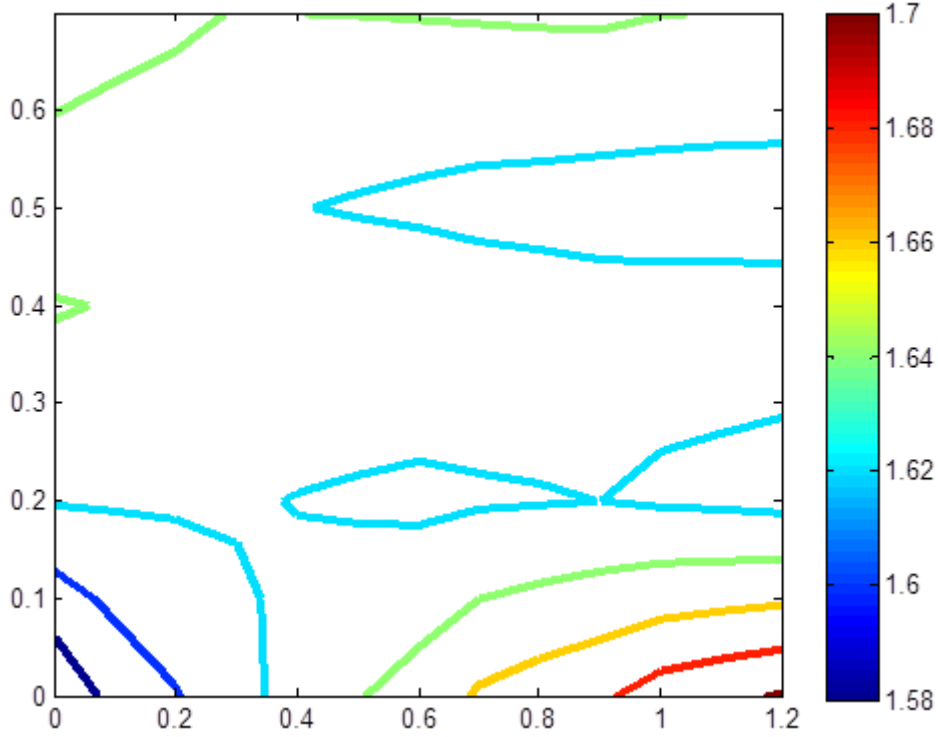
Şekil 6.24 N7.1 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



Şekil 6.25 N7.2 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



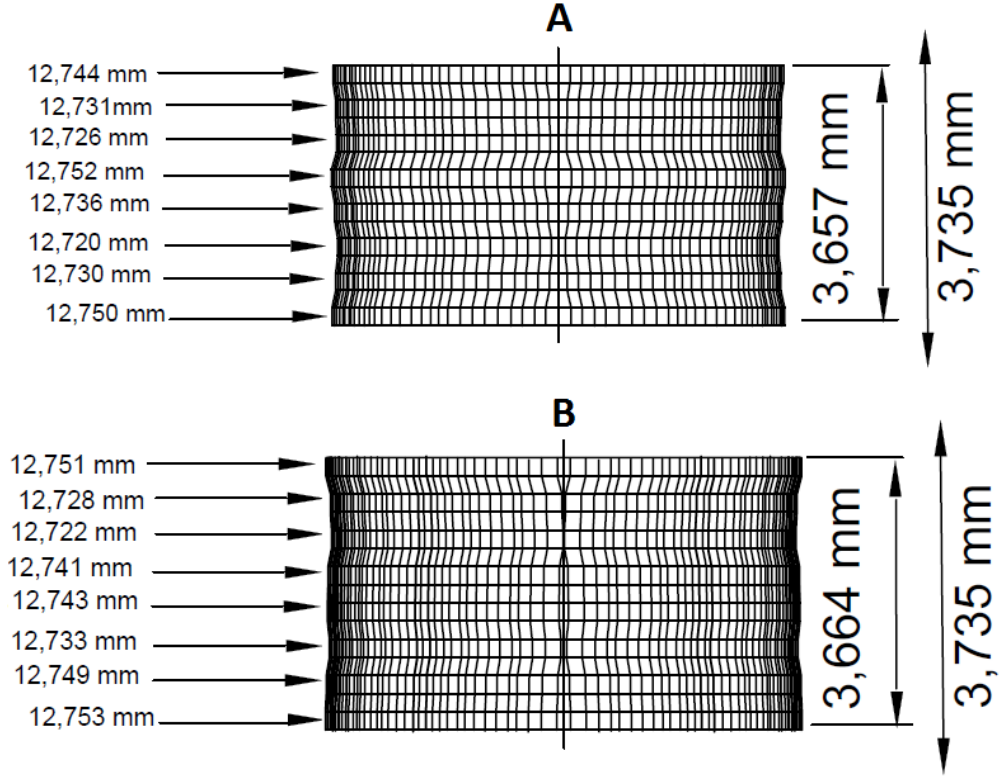
Şekil 6.26 N7.3 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı



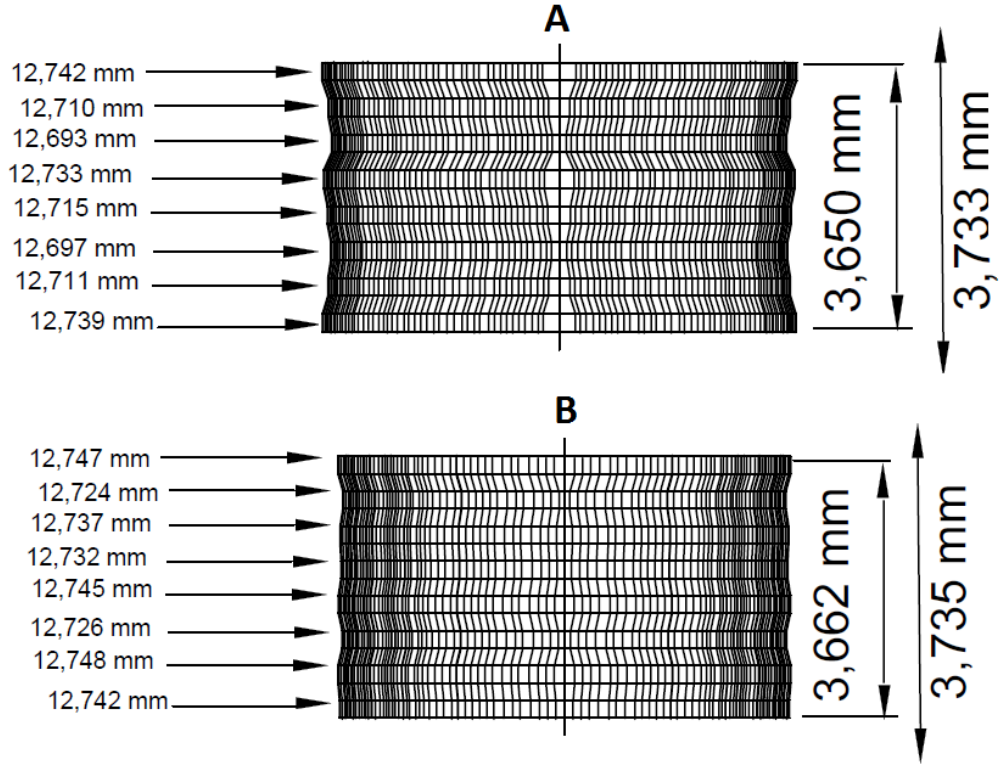
Şekil 6.27 N7.4 ön şekillendirme sonrası yoğunluk dağılımı

Şekil 6.8-6.27’de görüleceği üzere her bir kompozit malzeme için genel olarak ön şekillendirme sonrası elde edilmiş yoğunluk dağılımı grafiklerinde sağ üst ve sağ alt köşelerin en yüksek yoğunluklu bölgeler olduğu görülmektedir. Kompozit malzemelerin hazırlanmasında hamur kalıba koyulup üst zımba baskı uygulanmaktadır. Dolayısıyla sürtünmenin maksimum olduğu sağ üst köşede gerek baskı kuvvetlerinden gerekse ona dik olarak etkiyen kesme/kayma streslerinden dolayı yüksek değerlerde sürtünme değerlerine ulaşmakta ve malzemenin o bölgede daha çok deformasyona uğramasına neden olmaktadır. Böylece bu bölgede yoğunluk değerleri de yüksek olmaktadır. Aynı durum sağ alt köşe için de benzerdir. Burada ise sağ alt zeminden etkiyen baskı kuvvetine karşı tepki kuvveti oluşmaktadır. Bununla birlikte bu eksenel kuvvete dik olan mevcut duvarlarda kesme/kayma kuvvetleri oluşmaktadır. Yine, sürtünme kuvvetleri bu bölgede de yüksek olup deformasyon artmaktadır ve dolayısıyla yoğunluk da artmıştır. Her iki deformasyonun yüksek olduğu sağ üst ve alt köşelerin malzemenin ortasına doğru bileşke kuvvetlerinden dolayı bağıl yüksek yoğunluklu bölge de oluşmuştur. Dolayısıyla orta üst ve alt bölgeler anlatılan kuvvetlerin az etkili olduğu bölgelerdir. Böylece, bu bölgelerde yoğunluk değerinin daha düşük olduğu sonucu yoğunluk dağılımı grafiklerine bakıldığında da görülmektedir.

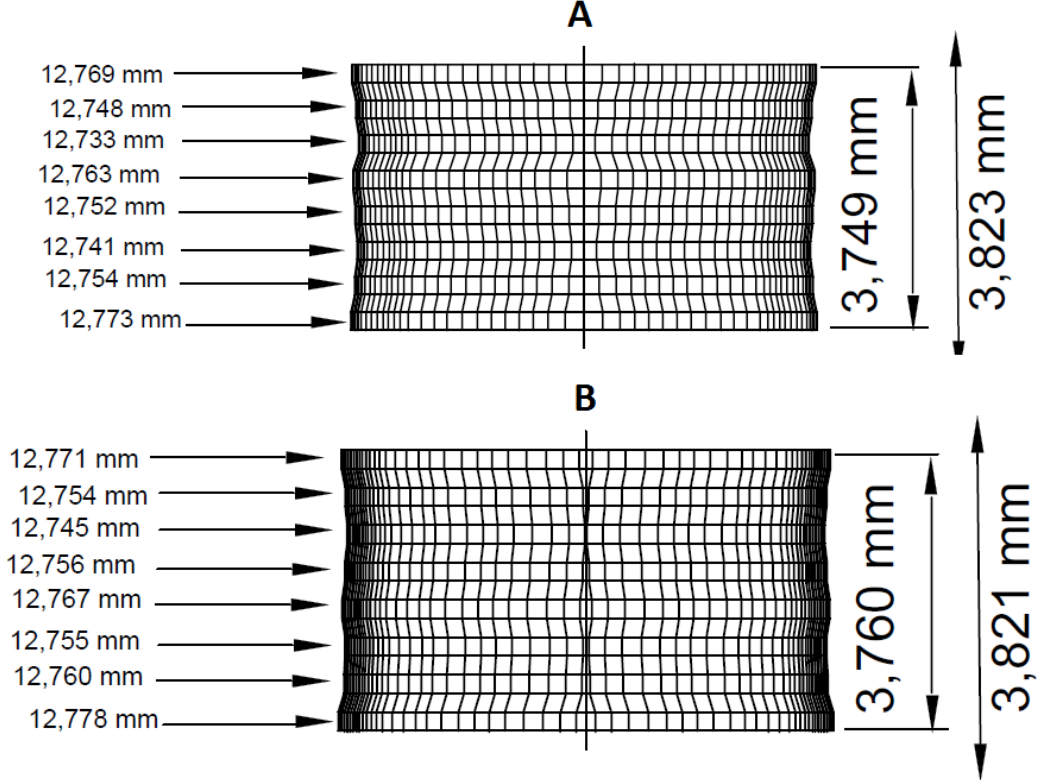
Şekil 6.28-6.47’de kompozitlerin sayısal modelleme sonucu elde edilen çap ve yükseklik değerlerine bağlı olarak AutoCAD 2012 ile çizilen şekilleri görülmektedir. Bu şekiller değişimin net görülebilmesi için çarpan kullanarak çizilmiştir. Bu çizimler için kullanılan çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları Ek-1 çizelgelerinde verilmiştir.



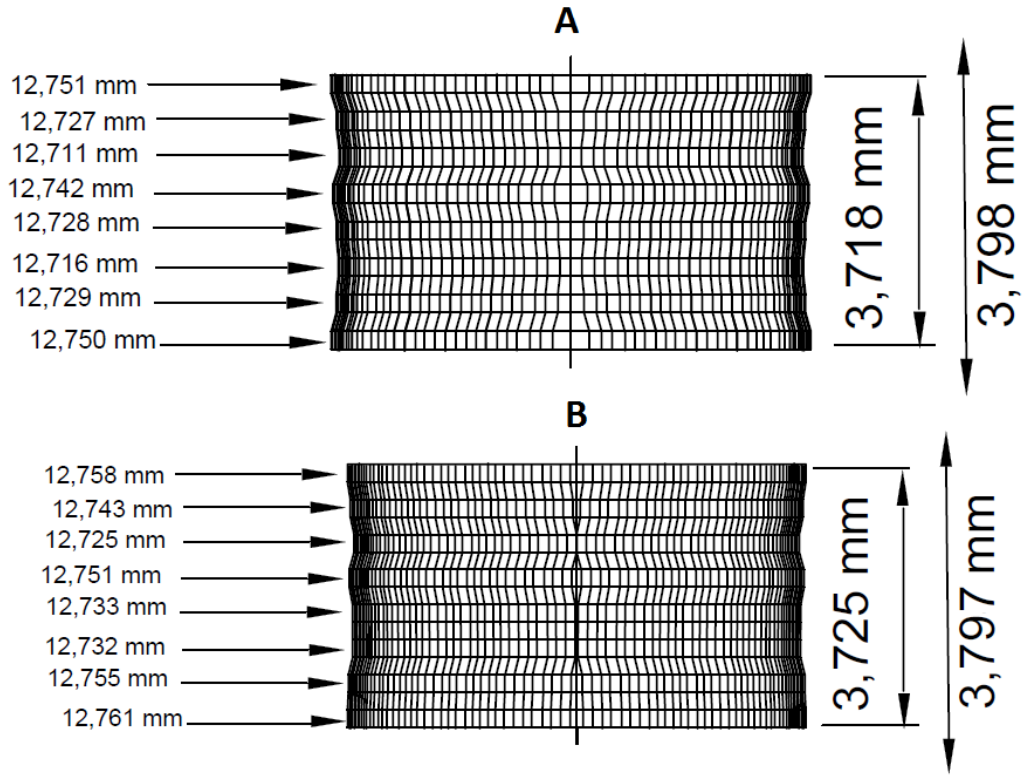
Şekil 6.28 N1.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



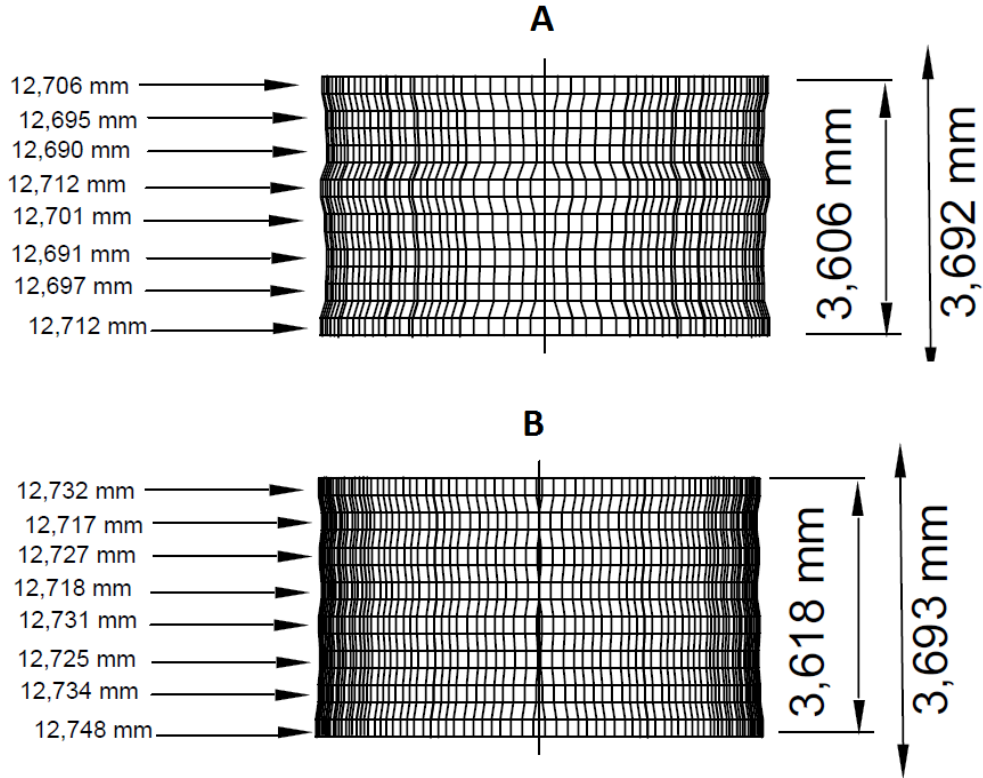
Şekil 6.29 N1.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



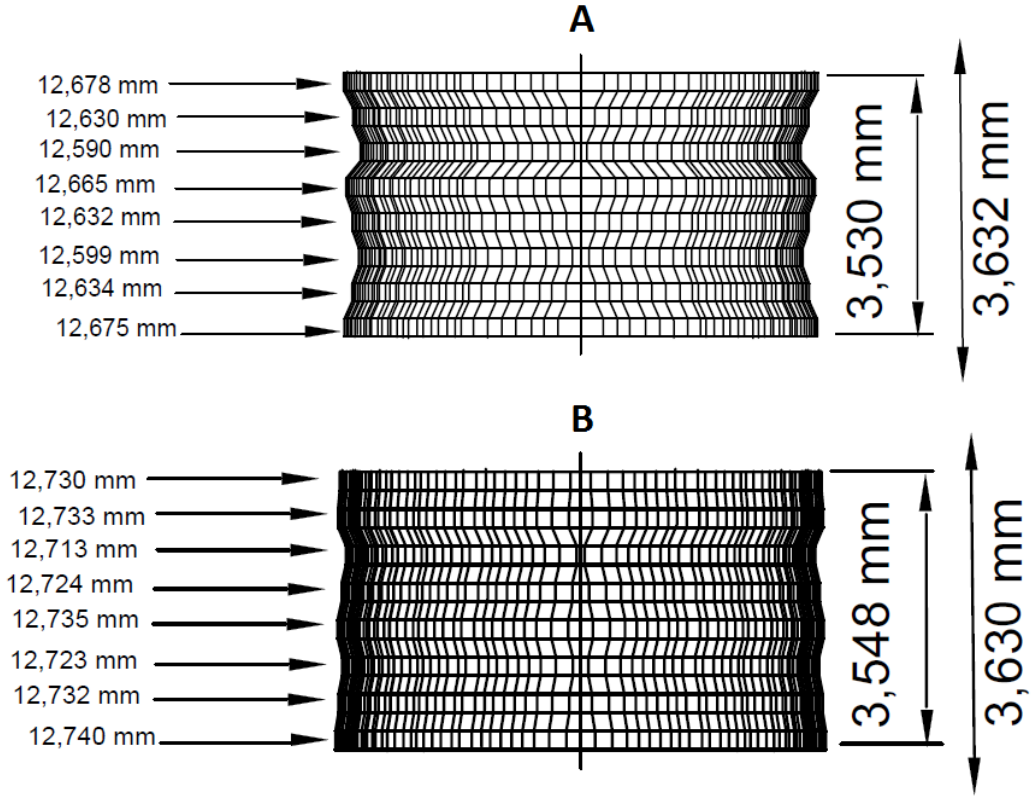
Şekil 6.30 N1.3 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



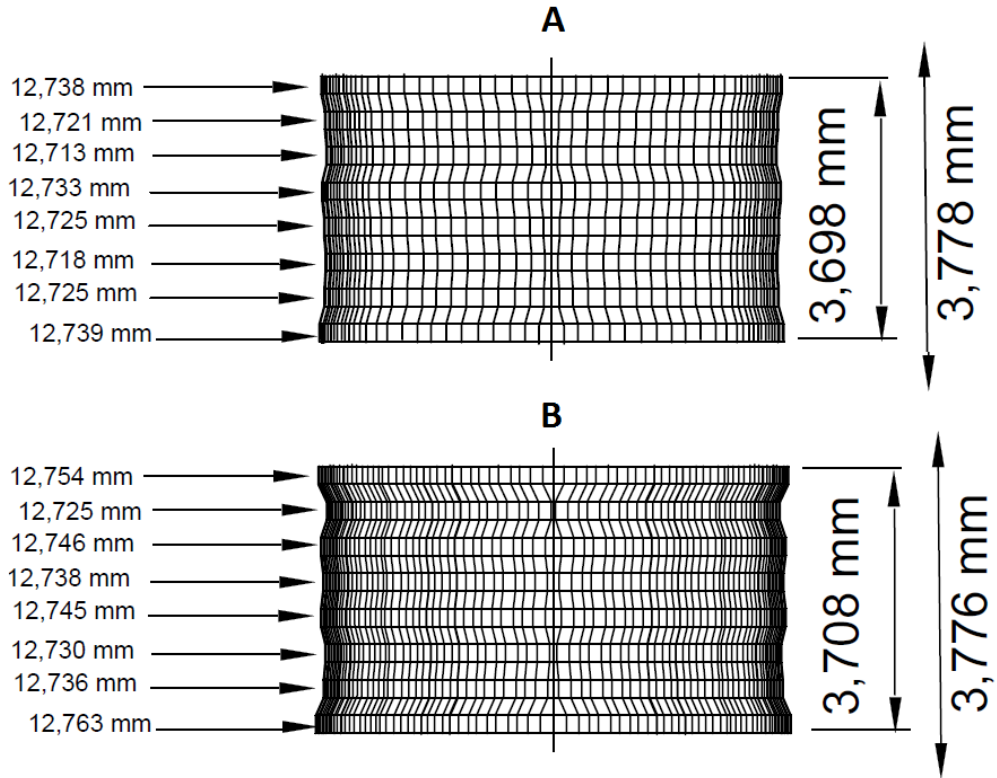
Şekil 6.31 N1.4 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



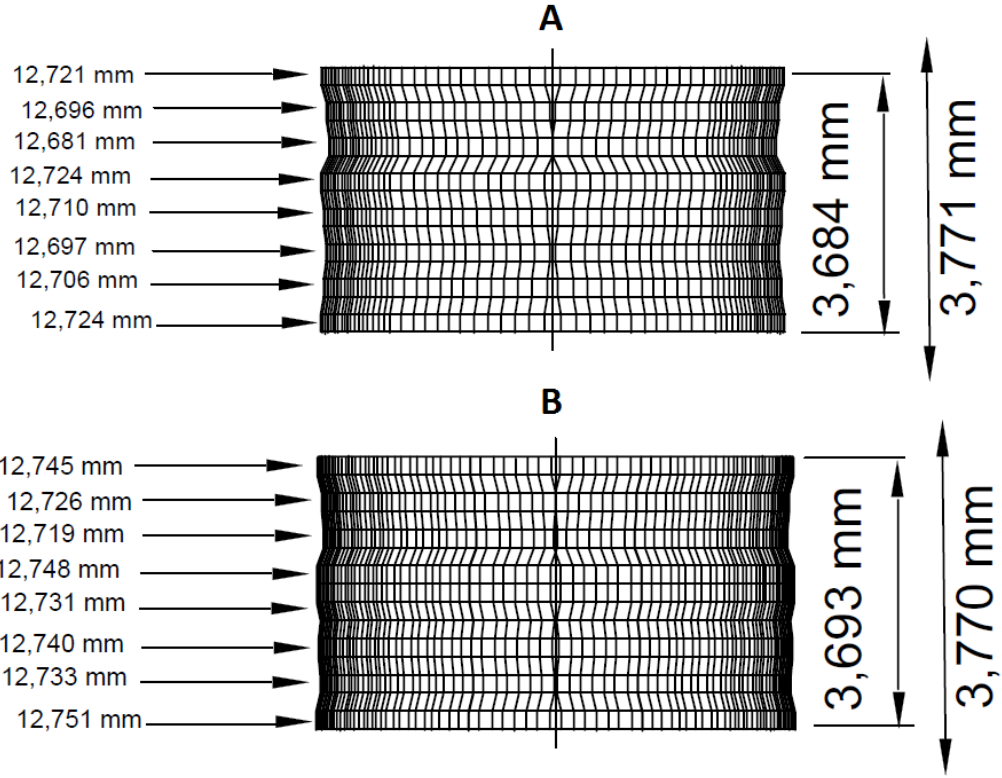
Şekil 6.32 N2.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



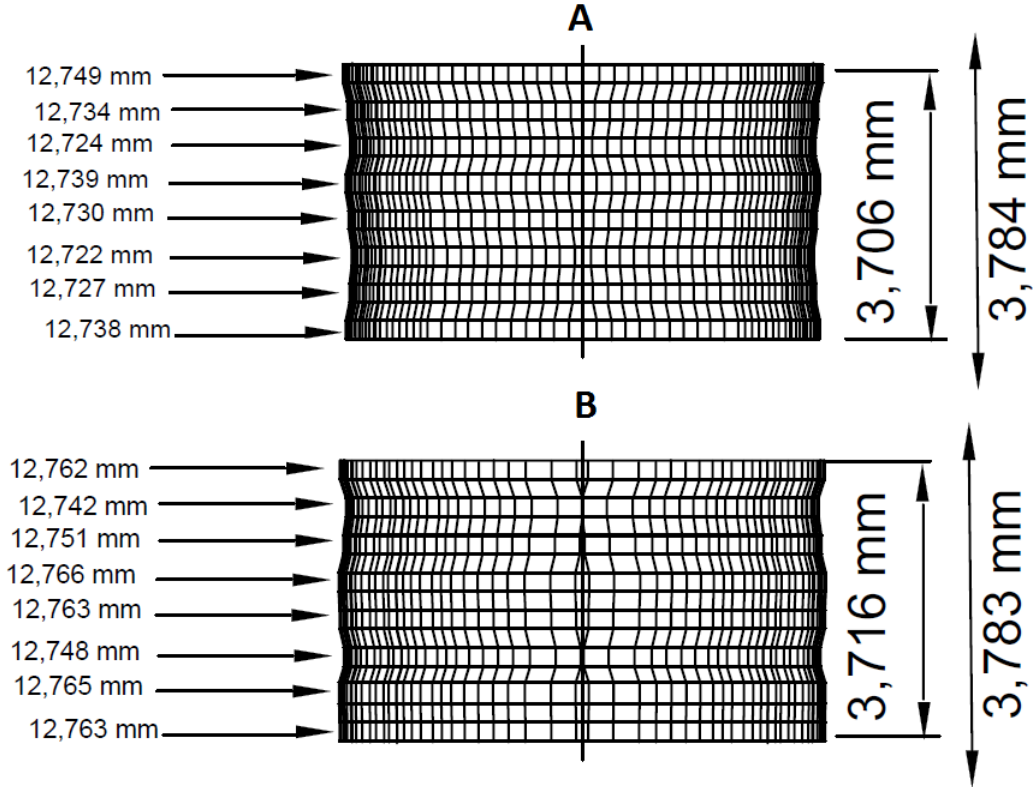
Şekil 6.33 N2.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



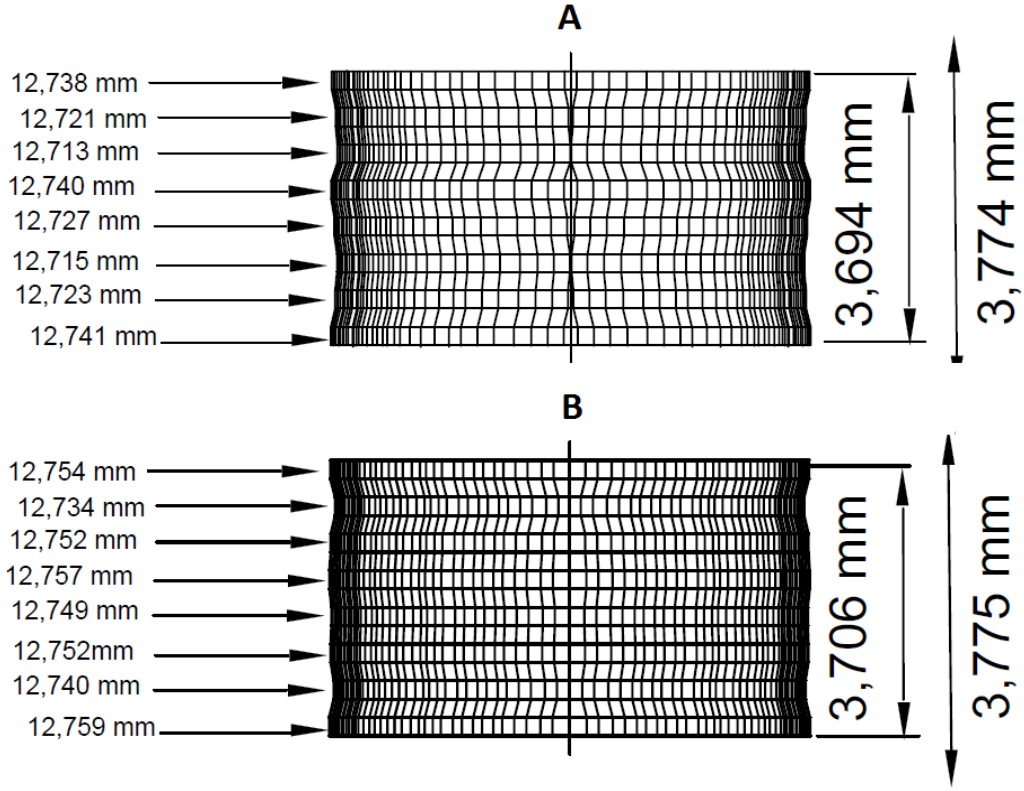
Şekil 6.34 N2.3 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



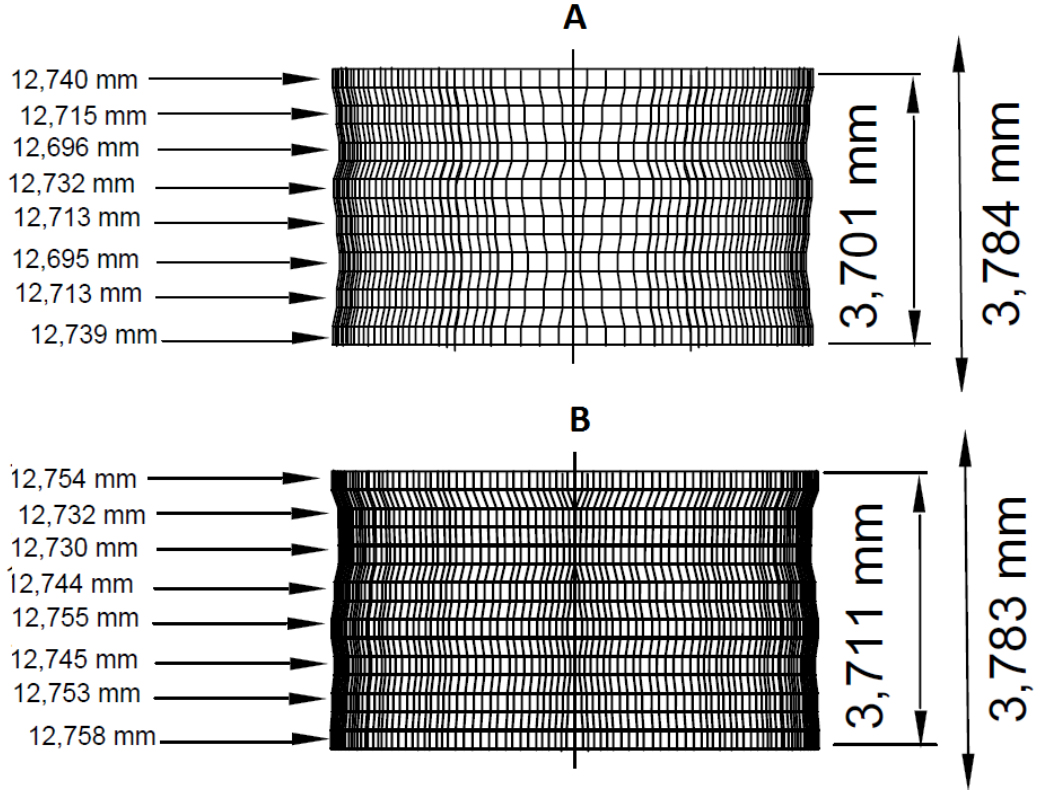
Şekil 6.35 N2.4 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



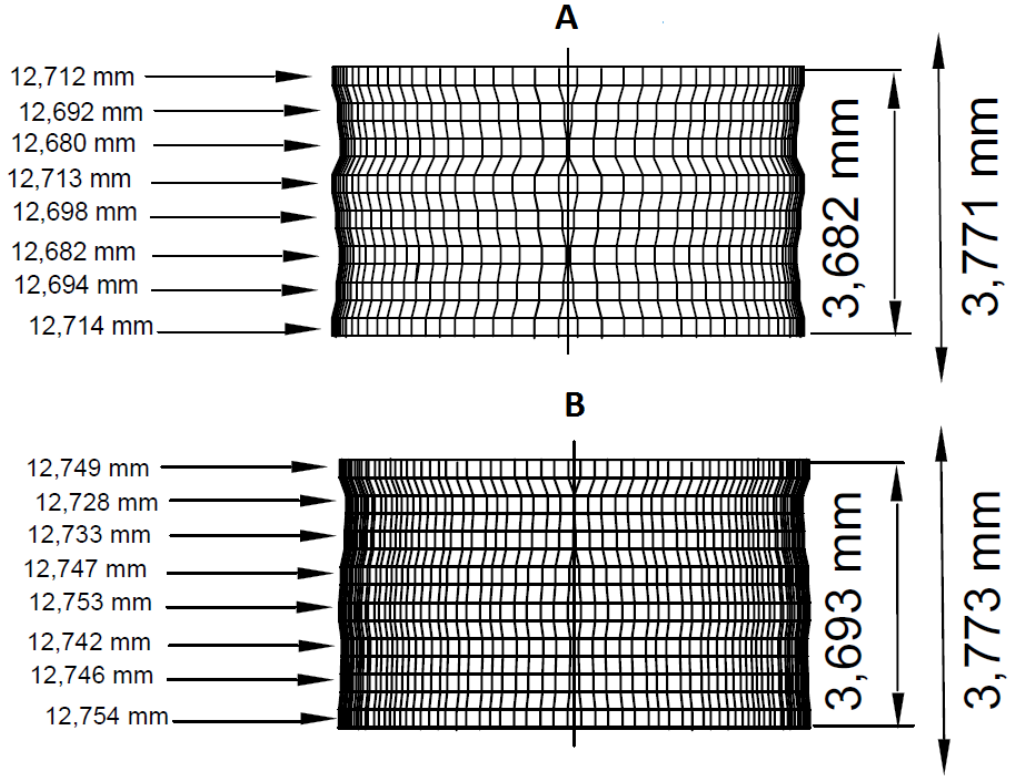
Şekil 6.36 N3.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



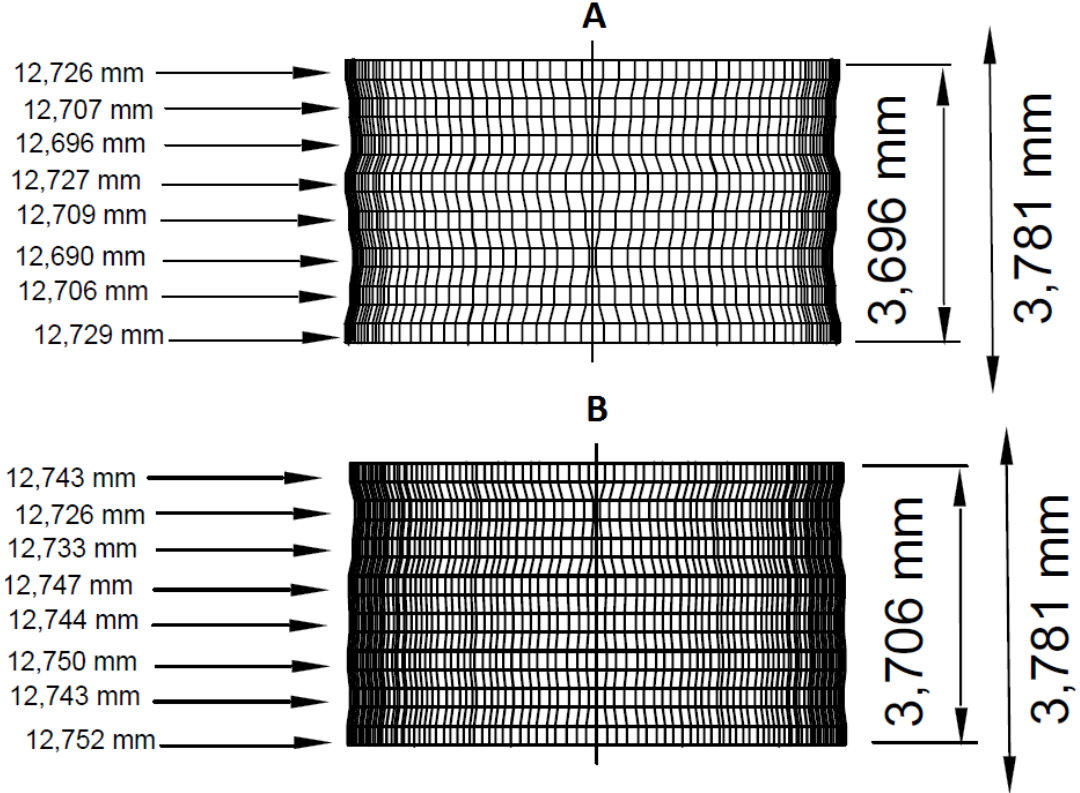
Şekil 6.37 N3.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



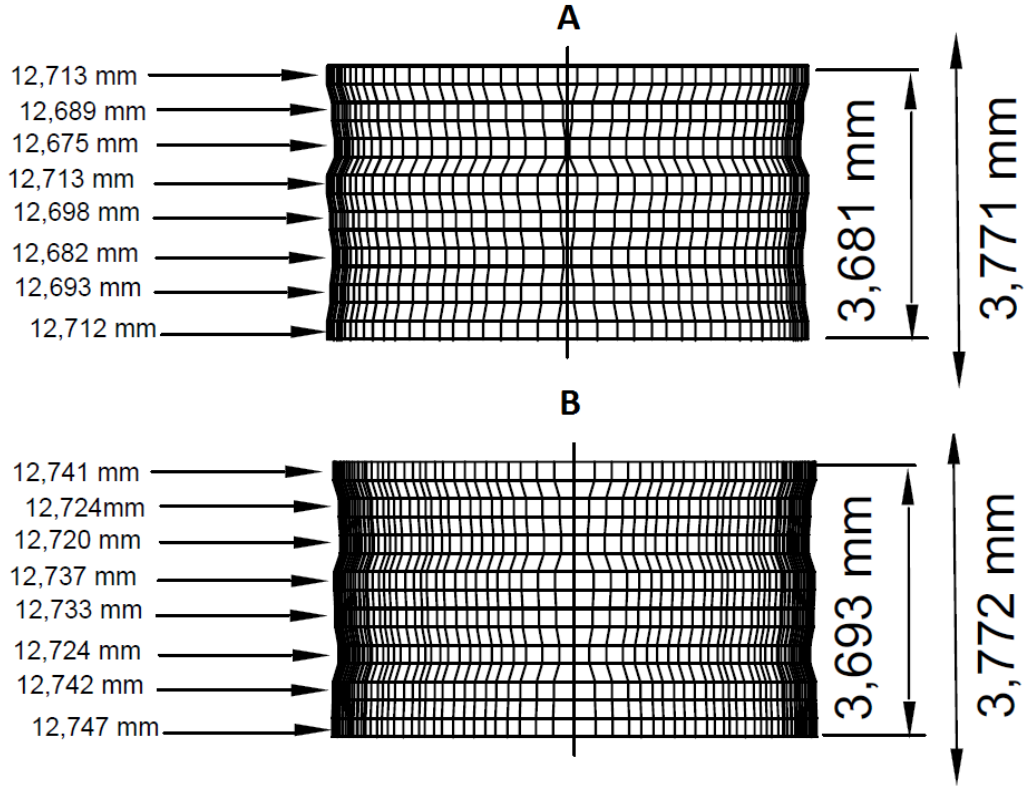
Şekil 6.38 N4.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



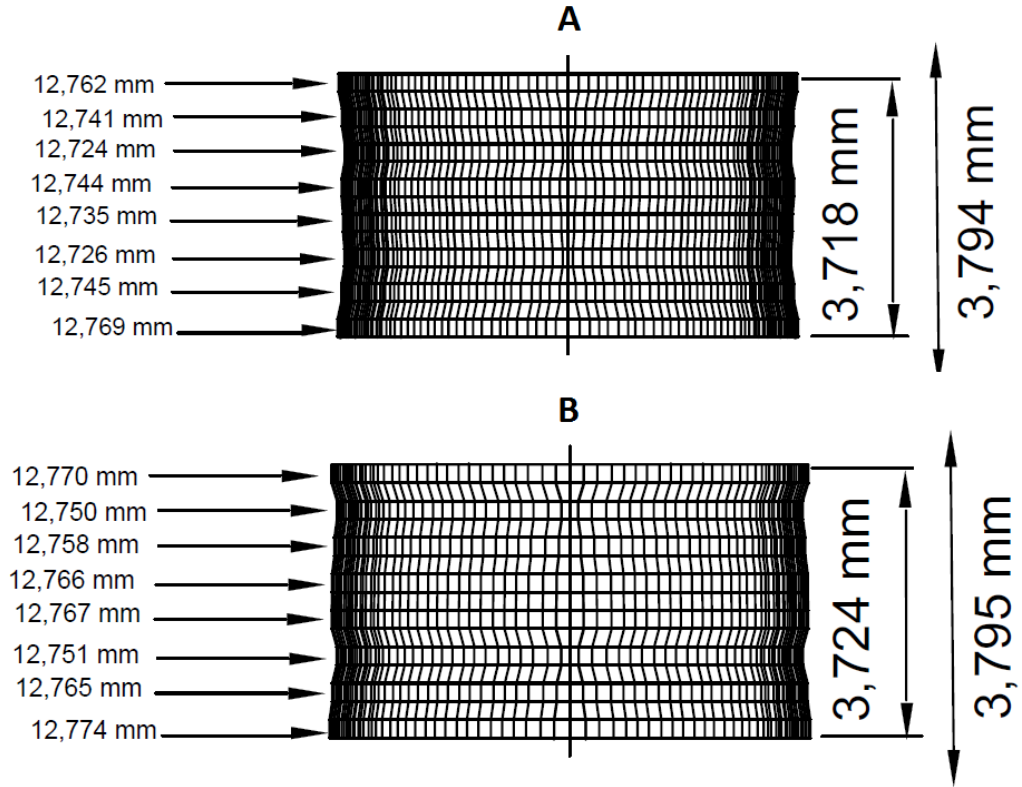
Şekil 6.39 N4.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



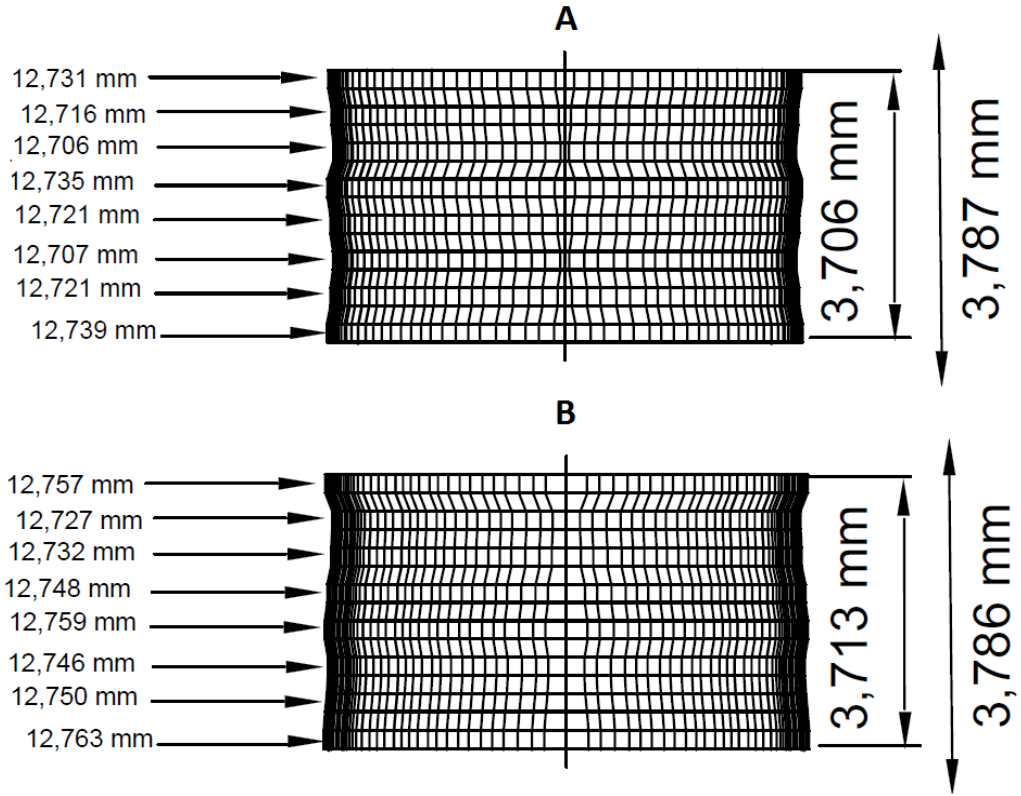
Şekil 6.40 N5.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



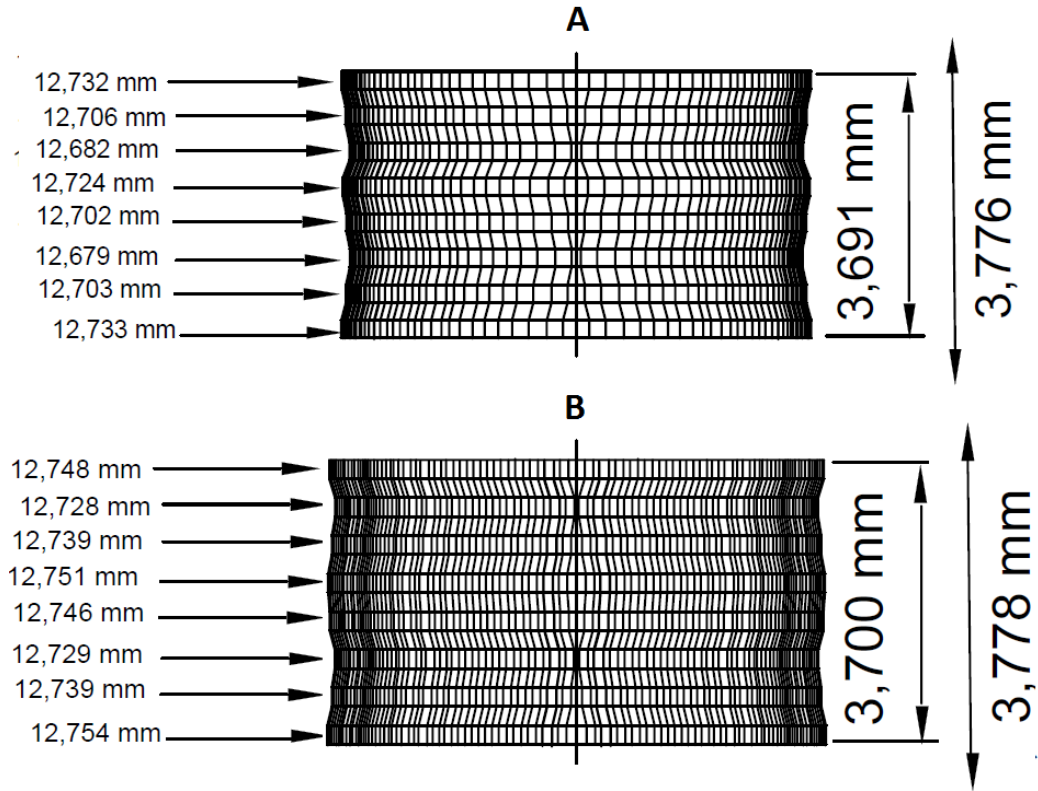
Şekil 6.41 N5.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



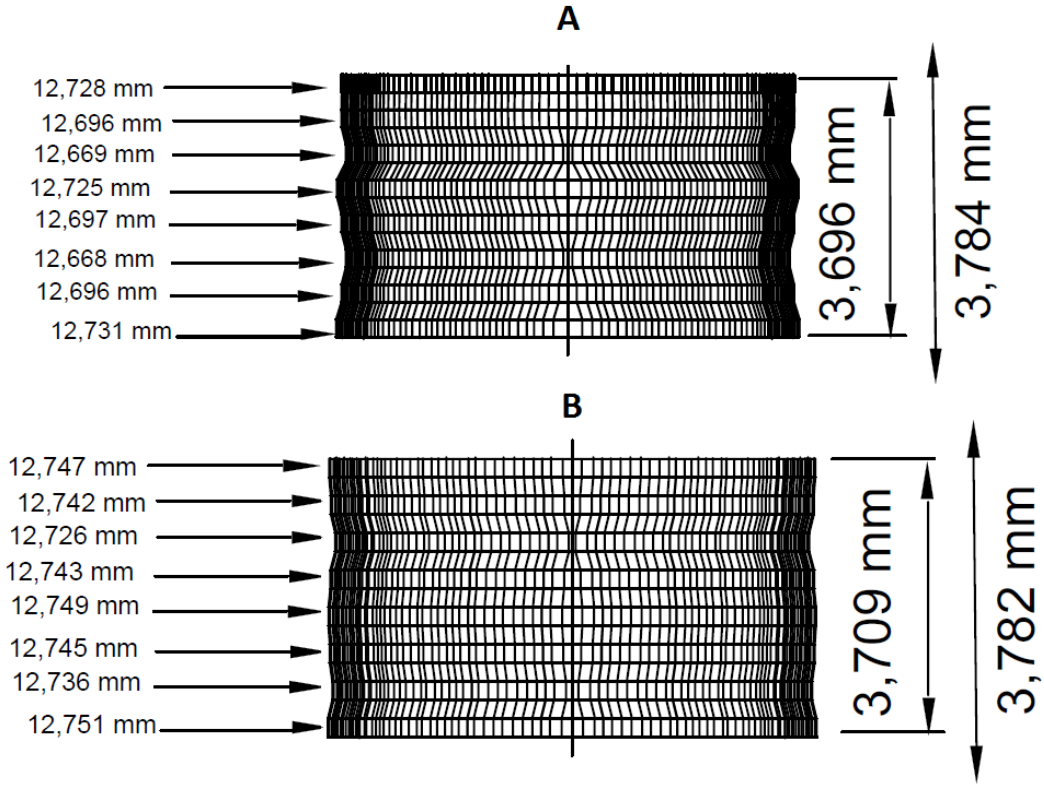
Şekil 6.42 N6.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



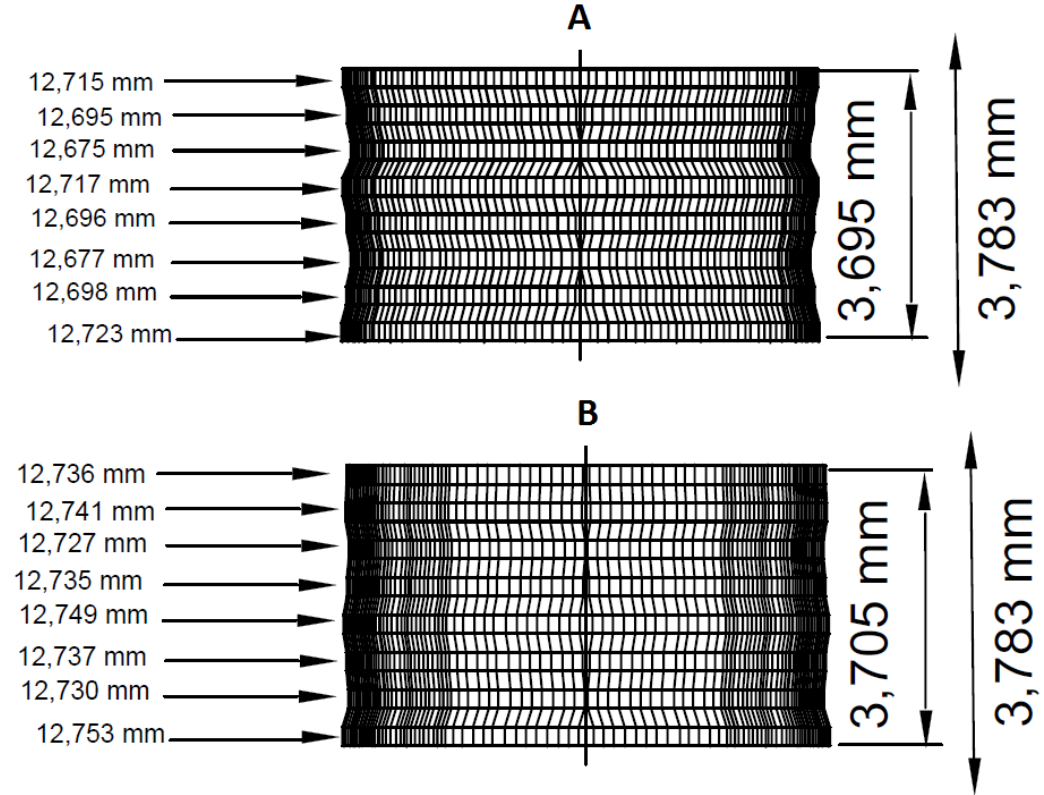
Şekil 6.43 N6.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



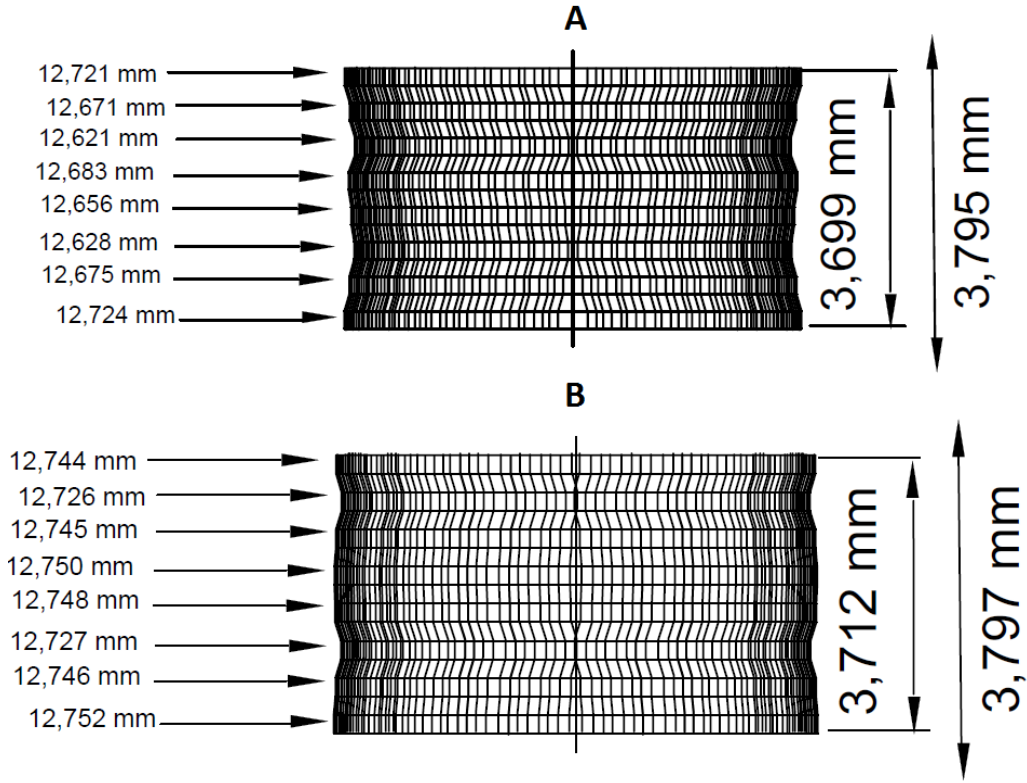
Şekil 6.44 N7.1 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



Şekil 6.45 N7.2 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



Şekil 6.46 N7.3 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.



Şekil 6.47 N7.4 numaralı dental kompozitin polimerleşme işlemi sonrası elde edilen yapısal değişimi A: Sayısal model, B: Lazer profilometresi.

Şekil 6.28-6.47’de tüm numuneler için çizilmiş son yapıya bakılacak olursa sayısal modelleme sonucunda numunenin çap değişiminin daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Bunun nedeni hem Arşimet prensibi ile elde edilen pasta ve sertleşmiş kompozit yoğunluk değerleri farkının çok olması hem de modelleme yapılırken uygulanan baskının numunenin belli bölümlerinde yoğunluk artışına belli bölümlerinde yoğunluğun azalmasına neden olmasıdır. Böylece kompozit malzeme ışınlama sonrası son yoğunluk (sertleşme sonrası yoğunluk) değerine ulaşınca az yoğunluklu bölgeler daha fazla büzülmemekte ve yoğunluğu fazla olan bölgeler ise az büzülmemekte veya hiç büzülmemektedir.

N1.1, N1.2, N2.1 ve N2.2 numuneleri %65 oranında inorganik madde içeren kompozit malzemelerdir. İnorganik miktarı daha düşük olduğu için daha az yoğun ve viskoz yapıdadırlar. Bunların kalıp içinde ön şekillendirme aşamasında çizilen karelerde daha fazla yer değiştirme meydana gelmiştir. Böylece yapı içinde yoğunluk dağılımı daha fazla olmuştur (Şekil 6.28-6.29-6.32-6.33). Bu durum en fazla N2.2 numunesinde gözlemlenmiştir. Bu malzeme hem silanlanmış inorganik madde hem de %65 oranında üç inorganik maddeyi (HA, alümina ve zirkonya) de içermektedir. Ancak bu kompozitin daha az viskoz olması ön

şekillendirme aşamasında yapı üzerine çizilen karelerde daha fazla deformasyon oluşmasında sebep olmuştur. Karelerdeki yer değiştirmeyi belirlemek bu numune için daha zor olmuştur. N1.1, N1.2 ve N2.1 için karelerdeki değişimi gözlemlemek daha kolay olmuştur. Özellikle silansız inorganik madde içeren N1.1 ve N1.2 numuneleri için bu durum daha belirgindir.

N1.3, N1.4, N2.3 ve N2.4 numuneleri %70 inorganik madde içeren dental kompozitlerdir. Sayısal modelleme aşamasında yapılan işlemler en kolay N1.3 ve N1.4 numunelerine uygulanabilmiştir. Bunun nedeni numunelerin silanlanmamış inorganik madde içermesidir. Malzeme için inorganik fazdaki maddelerin yüzeyi silan ile muamele edilmediği için yüzeyinde organik matrisi daha az tutar (daha az etkileşir). Bu nedenle bu numuneler daha viskozdur. Böylece bunların ön şekillendirme aşamasında karelerdeki yer değiştirmenin daha az olduğu görülmüştür. Bu durum çap değişiminin de az olmasını sağlamıştır (Şekil 6.30-6.31). N2.3 ve N2.4 silanlı inorganik madde içerdiği için daha akışkan numunelerdir. Silanlanmış inorganik maddeler daha çok monomer madde ile etkileşir. Böylece kompozit içindeki fazlar birbiri içinde daha rahat hareket edebilir. Bu nedenle N2.3 ve N2.4 numunelerinde karelerde gözlemlenen yer değiştirme daha fazladır. Böylece elde edilen yapısal değişimlerde daha fazla olmuştur (Şekil 6.34-6.35).

N2.3 ve N2.4 numunelerindeki durum N3.1, N3.2, N4.1, N4.2, N5.1 ve N5.2 içinde elde edilen yapısal değişimler için benzerdir bunun nedeni bu kompozitlerin aynı şekilde %70 silanlı inorganik madde içermesidir. Ancak bunların içeriğinde farklı olan durum Çizelge 4.11'de gösterildiği gibi fotobaşlatıcı oranlarının farklı olmasıdır. Fotobaşlatıcı oranlarının artmasıyla çizimlerde görülen çap değerleri azalmakta ve dolayısıyla yapısal değişimleri etkilenmektedir (Şekil 6.34-6.41).

N6.1 ve N6.2 numuneleri ise %75 silanlı inorganik madde içeren kompozitlerdir. Bu kompozitlerde N1.3 ve N1.4'de olduğu gibi en az değişim gözlemlenmiştir (Şekil 6.42-6.43).

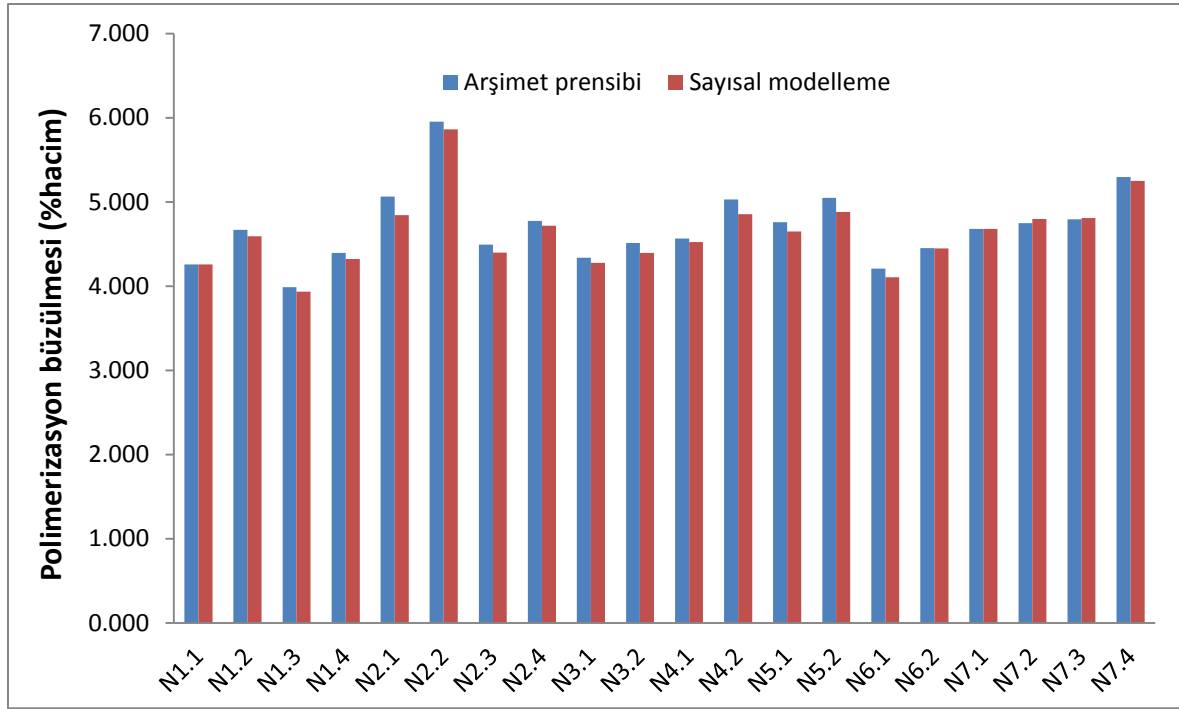
N7.1, N7.2, N7.3 ve N7.4 numuneleri %70 silanlı nano ve mikro boyutlu inorganik madde içeren kompozitlerdir. Nano boyutlu madde içeren numunelerin yer değiştirmesi de farklı olmuştur. Bu yer değiştirmeye bağlı yoğunluk dağılımları Şekil 6.24-27'de görülmektedir. Yapısal değişimleri de Şekil 6.44-6.47'de verilmiştir. Bu şekillere bakıldığında sayısal modelleme ile elde edilen çap değerlerinin daha düşük olduğu ve lazer ile elde edilen değerlerin daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun nedeni bu numunelerin pasta ve kompozit hallerinin Arşimet prensibi ile elde edilen yoğunluk değerler farkının daha yüksek olmasıdır. Özellikle N7.4 için bu değer oldukça fazla çıkmıştır. Ayrıca Arşimet prensibi ile

elde edilen pasta yoğunluk değerini düşük çıkmasının nedeni sadece nano boyutlu inorganik içermesi ve bu maddelerin su içinde daha fazla çözündüğü düşünülmektedir.

Çizelge 6.6’da sayısal modelleme sonucu elde edilen yapısal değişimin her bir eleman için elde edilmiş büzülme değerlerinin ortalaması ile hesaplanmış sayısal modele bağlı büzülme değerleri görülmektedir.

Çizelge 6.6 Sayısal modelleme sonucu elde edilen büzülme değerleri

| Kompozit No. | Büzülme Değeri<br>(%hacim) | Standart Sapma<br>(Ss.) |
|--------------|----------------------------|-------------------------|
| N1.1         | 4,257                      | 0,107                   |
| N1.2         | 4,590                      | 0,049                   |
| N1.3         | 3,935                      | 0,018                   |
| N1.4         | 4,322                      | 0,063                   |
| N2.1         | 4,841                      | 0,111                   |
| N2.2         | 5,863                      | 0,094                   |
| N2.3         | 4,398                      | 0,030                   |
| N2.4         | 4,718                      | 0,088                   |
| N3.1         | 4,275                      | 0,056                   |
| N3.2         | 4,395                      | 0,061                   |
| N4.1         | 4,522                      | 0,026                   |
| N4.2         | 4,855                      | 0,030                   |
| N5.1         | 4,648                      | 0,083                   |
| N5.2         | 4,882                      | 0,023                   |
| N6.1         | 4,103                      | 0,015                   |
| N6.2         | 4,447                      | 0,017                   |
| N7.1         | 4,679                      | 0,038                   |
| N7.2         | 4,795                      | 0,086                   |
| N7.3         | 4,807                      | 0,051                   |
| N7.4         | 5,248                      | 0,069                   |



Şekil 6.48 Sayısal modelleme ve Arşimet prensibi ile elde edilen büzülme değerlerinin kıyaslanması

Çizelge 6.6’da verilen değerler ile Arşimet prensibi ile elde edilen büzülme değerleri Şekil 6.48’de kıyaslanmıştır. Sayısal modellemede elde edilen çap değerlerinin doğruluğu bu şekilde tespit edilmiştir. Bu grafikte de görüleceği gibi Arşimet prensibi ile elde edilen yoğunluk değerlerine bağlı büzülme değerleri ile sayısal modelleme sonucu her bir elemanın büzülme değerinin ortalaması ile elde edilen değerlerin birbirleri ile örtüştüğü görülmüştür.

## BÖLÜM 7

### GENEL SONUÇLAR

Deneyssel olarak 20 farklı içeriğe sahip dental kompozit malzeme elde edilmiştir. Üretilen her bir numune için Arşimet prensibi ile polimerizasyon öncesi (pasta) ve sonrası sertleşmiş kompozit hallerinin yoğunluk değerleri ölçüldü. Lazer profilometresi ile ise elde edilmiş her bir numunenin büzülme ve çap değişim değerlerinin hesap edilmesi için 3 boyutlu taramaları gerçekleştirildi.

Bir standart kalıp kullanılarak her bir numunenin sayısal modelleme için aynı prosedür uygulanarak gerekli tespit, gözlem ve hesaplamaları yapıldı. Elde edilen sonuçları genel olarak şu şekilde özetlenmiştir.

1. İki yöntemle elde edilen büzülme değerleri kıyaslandı. Buna göre Arşimet prensibi ile elde edilen büzülme değerlerinin daha yüksek olduğu görüldü. Özellikle kapalı porozite ve hassas terazi kullanılmasına bağlı olarak eser miktarda bile olsa çözünebilecek malzemelerin de etkisiyle büzülme değerleri yüksek çıkmıştır.
2. Arşimet prensibi ve lazer profilometresi ile elde edilen büzülme değerleri sonucu silanlı ve silansız içerik maddelerine, Farklı oranlarda kullanılan fotobaşlatıcı oranına, İnorganik madde miktarına ve dolgu boyutlarına bağlı olarak büzülme değerleri değişmektedir. Özellikle CQ ve DMAM oranının büzülmeye etkisinin oldukça fazla olduğu bulundu. Ayrıca inorganik madde miktarının artırılması da büzülmeyi azaltıcı yönde bir etki gösterdiği görüldü.
3. Her bir kompozit malzeme için genel olarak ön şekillendirme sonrası elde edilmiş yoğunluk dağılımı grafiklerinde sağ üst ve sağ alt köşelerin en yüksek yoğunluklu bölgeler olduğu görüldü. Her iki deformasyonun yüksek olduğu bu bölgelerden malzemenin ortasına doğru etkiyen bileşke kuvvetlerinden dolayı bağlı yüksek

yoğunluklu bölge olduğu, dolayısıyla orta üst ve alt bölgelerinde az yoğunluklu bölgeler olduğu belirlendi.

4. Tüm numuneler için çizilmiş son yapıya bakıldığında sayısal modelleme sonucunda numunenin çap değişiminin daha fazla olduğu gözlemlendi. Bunun nedeni sayısal modelleme yapılırken uygulanan baskının numunenin belli bölümlerinde yoğunluk artışına belli bölümlerinde yoğunluğun azalmasına neden olmasıdır. Böylece kompozit malzeme ışınlama sonrası son yoğunluk değerine ulaşınca az yoğunluklu bölgeler daha fazla büzülmekte ve yoğunluğu fazla olan bölgeler ise az büzülmekte veya hiç büzülmemektedir.
5. N1.1, N1.2, N2.1 ve N2.2 numuneleri %65 oranında inorganik madde içeren kompozit malzemelerdir. İnorganik miktarı daha düşük olduğu için daha az yoğun ve viskoz yapıdadırlar. Bunların kalıp içinde ön şekillendirme aşamasında çizilen karelerde daha fazla yer değiştirme meydana gelmiştir. Böylece yapı içinde yoğunluk dağılımı daha fazla olmuş ve çap değişimleri en fazla olan gruptur.
6. N1.3, N1.4, N2.3 ve N2.4 numuneleri %70 inorganik madde içeren dental kompozitlerdir. Sayısal modelleme aşamasında yapılan işlemler en kolay N1.3 ve N1.4 numunelerine uygulanabilmektedir. N1.3 ve N1.4 numunelerinin çap değişimi %70 inorganik madde içeren diğer kompozit malzemelerden daha az olduğu belirlendi.
7. N2.3, N2.4, N3.1, N3.2, N4.1, N4.2, N5.1 ve N5.2 fotobaşlatıcı oranlarının farklı olması nedeniyle fotobaşlatıcı oranlarının artmasına bağlı olarak yapısal değişimlerinin değiştiği, çap değerlerinin küçüldüğü görüldü.
8. N6.1 ve N6.2 numuneleri ise %75 silanlı inorganik madde içeren kompozitlerdir. Bu kompozitlerin yapısal değişimlerinde (çap değerleri) N1.3 ve N1.4'de olduğu gibi en az değişim olduğu gözlemlendi.
9. N7.1, N7.2, N7.3 ve N7.4 numuneleri %70 silanlı nano ve mikro boyutlu inorganik madde içeren kompozitlerdir. Bu kompozitlerin sayısal modelleme ile elde edilen çap değerlerinin daha düşük olduğu ve lazer ile elde edilen değerlerin daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun nedeni bu numunelerin pasta ve kompozit hallerinin Arşimet prensibi ile elde edilen yoğunluk değerler farkının daha yüksek olmasıdır. Ayrıca Arşimet prensibi ile elde edilen pasta yoğunluk değerini düşük çıkmasının nedeni

sadece nano boyutlu inorganik içermesi ve bu maddelerin su içinde daha fazla çözündüğü düşünülmektedir.

10. Buradaki çalışmada kullanılan deneysel yöntem ile elde edilen veriler ve sayısal modelleme ile ortaya konulan çözüm sistemi ve algoritma bu alanda yapılabilecek bir bilgisayar programına katkıda bulunacağı düşünülmektedir. Böylece deneysel çalışma yapılmadan sayısal sonuçlarla hedefe ulaşılabilecektir.

## KAYNAKLAR

---

- [1] Leinfelder, K., (1985). "Composite resins", Dental Clinics of North America, 29: 359-371.
- [2] Altun, C., (2005). "Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler", Gülhane Tıp Dergisi, 47: 77-82.
- [3] Hickel, R. Dasch, W. Janda, R. Tyas, M. ve Anusavice, K., (1998). "New direct restorative materials\*", International Dental Journal, 48: 3-16.
- [4] Craig, R.G. ve Powers, J.M., (1993). Restorative dental materials: Mosby St. Louis.
- [5] Van Noort, R., (2013). Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials: Elsevier Health Sciences.
- [6] Linden, L., (1993). "Photocuring of polymeric dental materials and plastic composite resins", Radiation curing in polymer science and technology, 4: 387-466.
- [7] Combe, E.C. Burke, F.T. ve Douglas, W.H., (1999). Dental biomaterials: Kluwer Academic Publishers.
- [8] Moszner, N. Fischer, U.K. Angermann, J. ve Rheinberger, V., (2006). "Bis-(acrylamide) s as new cross-linkers for resin-based composite restoratives", Dental Materials, 22: 1157-1162.
- [9] Anusavice, K.J. Phillips, R.W. Shen, C. ve Rawls, H.R., (2012). Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences.
- [10] Arcís, R.W. López-Macipe, A. Toledano, M. Osorio, E. Rodríguez-Clemente, R. Murtra, J. Fanovich, M.A. ve Pascual, C.D., (2002). "Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration", Dental Materials, 18: 49-57.
- [11] Jones, D.W., (1998). "Dental composite biomaterials", Journal of Canadian Dental Association, 64: 732.
- [12] Bowen, R., (1958). "Synthesis of a silica-resin direct filling material: progress report", J Dent Res, 37: 90.
- [13] Antonucci, J.M. ve Stansbury, J.W., (1997). "Molecular designed dental polymer", Desk reference of functional polymers: synthesis and application. American Chemical Society Publication: 719-738.
- [14] Peutzfeldt, A., (1997). "Resin composites in dentistry: the monomer systems", European journal of oral sciences, 105: 97-116.

- [15] Craig, R.G. Powers, J. ve Wataha, J., (2000). "Direct esthetic restorative materials", *Dental Materials Properties and Manipulation*: 57-79.
- [16] Mantri, S.P. ve Mantri, S.S., (2013). "Management of Shrinkage Stresses in Direct Restorative Light-Cured Composites: A Review", *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25: 305-313.
- [17] Bowen, R.L., (1962). Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate, Google Patents.
- [18] Ferracane, J., (1995). "Current trends in dental composites", *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6: 302-318.
- [19] Stannard, J.G. Sornkul, E. ve Collier, R., (1993). "Mechanical properties of composite resin co-polymers", *J Dent Res*, 72: 135.
- [20] O'Brien, W.J., (1997). *Dental materials and their selection*: Quintessence Publ. Chicago.
- [21] Yourtee, D. Smith, R. Russo, K. Burmaster, S. Cannon, J. Eick, J. ve Kostoryz, E., (2001). "The stability of methacrylate biomaterials when enzyme challenged: Kinetic and systematic evaluations", *Journal of biomedical materials research*, 57: 522-531.
- [22] Schwartz, R.S. Summitt, J.B. Robbins, J.W. ve Santos, J.D., (1996). *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*, USA: Quintessence Pub.
- [23] Frankenberger, R. ve Tay, F.R., (2005). "Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations", *Dental Materials*, 21: 397-412.
- [24] Oduncu, B.S., (2009). Farklı dolgular kullanılarak hazırlanmış dental kompozitlerin ışık ile sertleştirilmesi sırasındaki polimerizasyon büzülmesinin incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi. Biyomühendislik. Yıldız Teknik Üniversitesi.
- [25] Paranjpe, A. Bordador, L. Wang, M.-y. Hume, W. ve Jewett, A., (2005). "Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells", *Journal of Dental Research*, 84: 172-177.
- [26] Geurtsen, W., (2000). "Biocompatibility of resin-modified filling materials", *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11: 333-355.
- [27] Van Meerbeek, B. Van Landuyt, K. De Munck, J. Hashimoto, M. Peumans, M. Lambrechts, P. Yoshida, Y. Inoue, S. ve Suzuki, K., (2005). "Technique-sensitivity of contemporary adhesives", *Dent Mater J*, 24: 1-13.
- [28] Ferracane, J. Antonio, R. ve Matsumoto, H., (1987). "Variables Affecting the Fracture Toughness of Dental Composites", *Journal of Dental Research*, 66: 1140-1145.
- [29] Chung, K.H. ve Greener, E., (1990). "Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins", *Journal of Oral Rehabilitation*, 17: 487-494.
- [30] Braem, M. Finger, W. Van Doren, V. Lambrechts, P. ve Vanherle, G., (1989). "Mechanical properties and filler fraction of dental composites", *Dental Materials*, 5: 346-349.

- [31] Kim, K. Park, J. Imai, Y. ve Kishi, T., (1994). "Microfracture Mechanisms of Dental Resin Composites Containing Spherically-shaped Filler Particles", *Journal of Dental Research*, 73: 499-504.
- [32] Soderholm, K.-J., (1984). "Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins", *Journal of Dental Research*, 63: 1321-1326.
- [33] Yamaguchi, R. Powers, J. ve Dennison, J., (1988). "Thermal expansion of visible-light-cured composite resins", *Operative dentistry*, 14: 64-67.
- [34] Munksgaard, E.C. Hansen, E.K. ve Kato, H., (1987). "Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content", *European journal of oral sciences*, 95: 526-531.
- [35] Iga, M., (1991). "The relationship between polymerization shrinkage measured by a modified dilatometer and the inorganic filler content of light-cured composites", *Dent Mater J*, 10: 38-45.
- [36] Van Dijken, J.W. Wing, K.R. ve Ruyter, I.E., (1989). "An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities", *Acta Odontologica*, 47: 401-407.
- [37] Kim, K.-H. Ong, J.L. ve Okuno, O., (2002). "The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites", *The Journal of prosthetic dentistry*, 87: 642-649.
- [38] McLean, J. ve Wilson, A., (1977). "The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties\*", *Australian dental journal*, 22: 31-36.
- [39] Dayangaç, B., (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi*.
- [40] Hosoda, H. Yamada, T. ve Inokoshi, S., (1990). "SEM and elemental analysis of composite resins", *The Journal of prosthetic dentistry*, 64: 669-676.
- [41] Khan, A. Suzuki, H. Nomura, Y. Taira, M. Wakasa, K. Shintani, H. ve Yamaki, M., (1992). "Characterization of inorganic fillers in visible-light-cured dental composite resins", *Journal of Oral Rehabilitation*, 19: 361-370.
- [42] Willems, G. Lambrechts, P. Braem, M. ve Vanherle, G., (1993). "Composite resins in the 21st century", *Quintessence International*, 24.
- [43] Phillips, R.W., (1991). *Skinner's science of dental materials: Saunders Philadelphia*.
- [44] Øysæd, H. ve Ruyter, I., (1986). "Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth", *Journal of Dental Research*, 65: 1315-1318.
- [45] Söderholm, K.J.M., (1990). "Filler leachability during water storage of six composite materials", *European journal of oral sciences*, 98: 82-88.
- [46] Barbucci, R., (2002). *Integrated biomaterials science: Springer*.
- [47] Ilie, N. ve Hickel, R., (2009). "Investigations on mechanical behaviour of dental composites", *Clinical oral investigations*, 13: 427-438.
- [48] Bowen, R.L., (1963). "Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations", *Journal of the American Dental Association* (1939), 66: 57.

- [49] Cramer, N. Stansbury, J. ve Bowman, C., (2011). "Recent advances and developments in composite dental restorative materials", *Journal of Dental Research*, 90: 402-416.
- [50] Nishiyama, N. Ishizaki, T. Horie, K. Tomari, M. ve Someya, M., (1991). "Novel polyfunctional silanes for improved hydrolytic stability at the polymer-silica interface", *Journal of biomedical materials research*, 25: 213-221.
- [51] Mohsen, N. ve Craig, R., (1995). "Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems", *Journal of Oral Rehabilitation*, 22: 183-189.
- [52] Manhart, J. Kunzelmann, K.H. Chen, H.Y. ve Hickel, R., (2000). "Mechanical properties of new composite restorative materials", *Journal of biomedical materials research*, 53: 353-361.
- [53] Ikejima, I. Nomoto, R. ve McCabe, J.F., (2003). "Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation", *Dental Materials*, 19: 206-211.
- [54] Liu, Q. Ding, J. Chambers, D.E. Debnath, S. Wunder, S.L. ve Baran, G.R., (2001). "Filler-coupling agent-matrix interactions in silica/polymethylmethacrylate composites", *Journal of biomedical materials research*, 57: 384-393.
- [55] Condon, J. ve Ferracane, J., (1997). "In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment", *Journal of Dental Research*, 76: 1405-1411.
- [56] Lateef, S.S. Boateng, S. Hartman, T.J. Crot, C.A. Russell, B. ve Hanley, L., (2002). "GRGDSP peptide-bound silicone membranes withstand mechanical flexing in vitro and display enhanced fibroblast adhesion", *Biomaterials*, 23: 3159-3168.
- [57] Xiao, S.-J. Textor, M. Spencer, N.D. ve Sigrist, H., (1998). "Covalent attachment of cell-adhesive,(Arg-Gly-Asp)-containing peptides to titanium surfaces", *Langmuir*, 14: 5507-5516.
- [58] Janda, R. Roulet, J.F. Kaminsky, M. Steffin, G. ve Latta, M., (2004). "Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation", *European journal of oral sciences*, 112: 280-285.
- [59] Halvorson, R. Erickson, R. ve Davidson, C., (2003). "Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite", *Operative dentistry*, 29: 105-111.
- [60] Bowen, R. Cobb, E. ve Rapson, J., (1982). "Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin", *Journal of Dental Research*, 61: 1070-1076.
- [61] Ikemura, K. ve Endo, T., (1999). "Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulfinate amides, and tert-butyl peroxy maleic acid in dental adhesive resin", *Journal of applied polymer science*, 72: 1655-1668.
- [62] Tay, F.R. King, N. Suh, B. ve Pashley, D.H., (2001). "Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives", *Journal of Adhesive Dentistry*, 3.
- [63] Lutz, F. ve Phillips, R.W., (1983). "A classification and evaluation of composite resin systems", *The Journal of prosthetic dentistry*, 50: 480-488.

- [64] Venhoven, B. De Gee, A. Werner, A. ve Davidson, C., (1996). "Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites", *Biomaterials*, 17: 735-740.
- [65] Moszner, N. ve Klapdohr, S., (2004). "Nanotechnology for dental composites", *International Journal of Nanotechnology*, 1: 130-156.
- [66] Lu, H. Lee, Y. Oguri, M. ve Powers, J., (2006). "Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler", *Operative dentistry*, 31: 734-740.
- [67] Ferracane, J.L., (2011). "Resin composite—state of the art", *Dental Materials*, 27: 29-38.
- [68] Fortin, D. ve Vargas, M.A., (2000). "The spectrum of composites: new techniques and materials", *The Journal of the American Dental Association*, 131: 26S-30S.
- [69] Mitra, S.B. Wu, D. ve Holmes, B.N., (2003). "An application of nanotechnology in advanced dental materials", *Journal-American Dental Association*, 134: 1382-1390.
- [70] Moraes, R. Gonçalves, L.d.S. Lancellotti, A. Consani, S. Correr-Sobrinho, L. ve Sinhoreti, M., (2009). "Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins?", *Operative dentistry*, 34: 551-557.
- [71] Nagarajan, V.S. Jahanmir, S. ve Thompson, V.P., (2004). "In vitro contact wear of dental composites", *Dental Materials*, 20: 63-71.
- [72] Turssi, C.P. Ferracane, J.L. ve Ferracane, L.L., (2006). "Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 78: 196-203.
- [73] Barucci-Pfister, N. ve Göhring, T.N., (2009). "Subjective and objective perceptions of specular gloss and surface roughness of esthetic resin composites before and after artificial aging", *American journal of dentistry*, 22: 102-110.
- [74] Endo, T. Finger, W.J. Kanehira, M. Utterodt, A. ve Komatsu, M., (2010). "Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites", *Dental materials journal*, 29: 213.
- [75] Sideridou, I.D. ve Karabela, M.M., (2009). "Effect of the amount of 3-methacyloxypropyltrimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites", *Dental Materials*, 25: 1315-1324.
- [76] Valente, L.L. Peralta, S.L. Ogliari, F.A. Cavalcante, L.M. ve Moraes, R.R., (2013). "Comparative evaluation of dental resin composites based on micron-and submicron-sized monomodal glass filler particles", *Dental Materials*, 29: 1182-1187.
- [77] Caughman, W. ve Rueggeberg, F., (1992). "Monomer conversion in dual cure resin adhesives", *J Dent Res*, 71: 160.
- [78] Tyas, M.J., (1992). "Colour stability of composite resins: a clinical comparison", *Australian Dental Journal*, 37: 88-90.
- [79] Ikemura, K. Ichizawa, K. Yoshida, M. Ito, S. ve Endo, T., (2008). "UV-VIS spectra and photoinitiation behaviors of acylphosphine oxide and bisacylphosphine oxide derivatives in unfilled, light-cured dental resins", *Dental Materials Journal*, 27: 765.

- [80] Kwon, T.Y. Bagheri, R. Kim, Y.K. Kim, K.H. ve Burrow, M.F., (2012). "Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry", *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3: 3-16.
- [81] Taira, M. Urabe, H. Hirose, T. Wakasa, K. ve Yamaki, M., (1988). "Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins", *Journal of Dental Research*, 67: 24-28.
- [82] Yoshida, K. ve Greener, E., (1994). "Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin", *Journal of Dentistry*, 22: 296-299.
- [83] Feng, L. ve Suh, B., (2006). "The effect of curing modes on polymerization contraction stress of a dual cured composite", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 76: 196-202.
- [84] Lu, H. Mehmood, A. Chow, A. ve Powers, J.M., (2005). "Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94: 549-554.
- [85] Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L., (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*, 13/e: Elsevier India.
- [86] Cunha, L.G. Alonso, R.C.B. Pfeifer, C.S.C. Correr-Sobrinho, L. Ferracane, J.L. ve Sinhoreti, M.A.C., (2007). "Modulated photoactivation methods: Influence on contraction stress, degree of conversion and push-out bond strength of composite restoratives", *Journal of Dentistry*, 35: 318-324.
- [87] Ferracane, J., (2008). "Placing dental composites-A stressful experience", *Operative Dentistry*, 33: 247-257.
- [88] Petrovic, L.M. ve Atanackovic, T.M., (2008). "A model for shrinkage strain in photo polymerization of dental composites", *Dental Materials*, 24: 556-560.
- [89] Cowperthwaite, G. Foy, J. ve Malloy, M., (1981). *The nature of the crosslinking matrix found in dental composite filling materials and sealants*, ed. Biomedical and dental applications of polymers. Springer, 379-385.
- [90] Asmussen, E., (1975). "Composite restorative resins: composition versus wall-to-wall polymerization contraction", *Acta Odontologica*, 33: 337-344.
- [91] Sakaguchi, R. Wiltbank, B. ve Shah, N., (2004). "Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites", *Dental Materials*, 20: 388-396.
- [92] Labella, R. Lambrechts, P. Van Meerbeek, B. ve Vanherle, G., (1999). "Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives", *Dental Materials*, 15: 128-137.
- [93] Chuang, S.F. Chang, C.-H. ve Chen, T.Y.F., (2011). "Contraction behaviors of dental composite restorations—Finite element investigation with DIC validation", *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4: 2138-2149.
- [94] Versluis, A. Tantbirojn, D. ve Douglas, W., (1998). "Do dental composites always shrink toward the light?", *Journal of Dental Research*, 77: 1435-1445.
- [95] Kinomoto, Y. Torii, M. Takeshige, F. ve Ebisu, S., (1999). "Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites", *Journal of dentistry*, 27: 383-389.

- [96] Feilzer, A. De Gee, A. ve Davidson, C., (1990). "Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations", *Dental Materials*, 6: 167-171.
- [97] Watts, D. ve Marouf, A., (2000). "Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials", *Dental Materials*, 16: 447-451.
- [98] Long, J.R., (2000). "Microstrain and shrinkage of composites cured with different light sources and curing modes", *Journal of Dental Research*, 79: 599.
- [99] Sakaguchi, R. Sasik, C. Bunczak, M. ve Douglas, W., (1991). "Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives", *Journal of dentistry*, 19: 312-316.
- [100] Asmussen, E. ve Peutzfeldt, A., (1999). "Direction of shrinkage of light-curing resin composites", *Acta Odontologica*, 57: 310-315.
- [101] Watts, D.C. Schneider, L.F.J. ve Marghalani, H.Y., (2009). "Bond-Disruptive Stresses Generated by Resin Composite Polymerization in Dental Cavities", *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23: 1023-1042.
- [102] Braga, R.R. Ballester, R.Y. ve Ferracane, J.L., (2005). "Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review", *Dental Materials*, 21: 962-970.
- [103] Ferracane, J.L., (2005). "Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization", *Dental Materials*, 21: 36-42.
- [104] Cadenaro, M. Codan, B. Navarra, C.O. Marchesi, G. Turco, G. Di Lenarda, R. ve Breschi, L., (2011). "Contraction stress, elastic modulus, and degree of conversion of three flowable composites", *European journal of oral sciences*, 119: 241-245.
- [105] Stansbury, J.W., (2012). "Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions", *Dental Materials*, 28: 13-22.
- [106] Marchesi, G. Breschi, L. Antonioli, F. Di Lenarda, R. Ferracane, J. ve Cadenaro, M., (2010). "Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems", *Dental Materials*, 26: 947-953.
- [107] Hilton, T.J., (2002). "Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1", *American journal of dentistry*, 15: 198-210.
- [108] Perdigão, J. Duarte, S. ve Gomes, G., (2009). "Direct Resin-Based Composite Restorations—Clinical Challenges", *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23: 1201-1214.
- [109] Pfeifer, C.S. Wilson, N.D. Shelton, Z.R. ve Stansbury, J.W., (2011). "Delayed gelation through chain-transfer reactions: Mechanism for stress reduction In methacrylate networks", *Polymer*, 52: 3295-3303.
- [110] Cramer, N.B. Couch, C.L. Schreck, K.M. Carioscia, J.A. Boulden, J.E. Stansbury, J.W. ve Bowman, C.N., (2010). "Investigation of thiol-ene and thiol-ene–methacrylate based resins as dental restorative materials", *Dental Materials*, 26: 21-28.
- [111] Moraes, R.R. Garcia, J.W. Barros, M.D. Lewis, S.H. Pfeifer, C.S. Liu, J. ve Stansbury, J.W., (2011). "Control of polymerization shrinkage and stress in nanogel-modified monomer and composite materials", *Dental Materials*, 27: 509-519.

- [112] Park, H.Y. Kloxin, C.J. Scott, T.F. ve Bowman, C.N., (2010). "Covalent adaptable networks as dental restorative resins: Stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer in allyl sulfide-containing resins", *Dental Materials*, 26: 1010-1016.
- [113] Boaro, L.C.C. Gonçalves, F. Guimarães, T.C. Ferracane, J.L. Versluis, A. ve Braga, R.R., (2010). "Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites", *Dental Materials*, 26: 1144-1150.
- [114] Charton, C. Falk, V. Marchal, P. Pla, F. ve Colon, P., (2007). "Influence of Tg, viscosity and chemical structure of monomers on shrinkage stress in light-cured dimethacrylate-based dental resins", *Dental Materials*, 23: 1447-1459.
- [115] Goncalves, F. Kawano, Y. ve Braga, R., (2010). "Contraction stress related to composite inorganic content", *Dental Materials*, 26: 704-709.
- [116] Min, S.-H. Ferracane, J. ve Lee, I.-B., (2010). "Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage", *Dental Materials*, 26: 1024-1033.
- [117] Tantbirojn, D. Pfeifer, C. Braga, R. ve Versluis, A., (2011). "Do low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects?", *Journal of Dental Research*, 90: 596-601.
- [118] Stansbury, J.W. Trujillo-Lemon, M. Lu, H. Ding, X. Lin, Y. ve Ge, J., (2005). "Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites", *Dental Materials*, 21: 56-67.
- [119] Lu, H. Stansbury, J.W. Dickens, S.H. Eichmiller, F.C. ve Bowman, C.N., (2004). "Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin composites. II. Novel method of simultaneous measurement of polymerization shrinkage stress and conversion", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 71: 206-213.
- [120] Dewaele, M. Truffier-Boutry, D. Devaux, J. ve Leloup, G., (2006). "Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited", *Dental Materials*, 22: 359-365.
- [121] Craig, R.G., (1981). "Chemistry, composition, and properties of composite resins", *Dental Clinics of North America*, 25: 219.
- [122] Ferracane, J. ve Greener, E., (1986). "The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins", *Journal of biomedical materials research*, 20: 121-131.
- [123] Beatty, M. Swartz, M. Moore, B. Phillips, R. ve Roberts, T., (1993). "Effect of crosslinking agent content, monomer functionality, and repeat unit chemistry on properties of unfilled resins", *Journal of biomedical materials research*, 27: 403-413.
- [124] Rueggeberg, F. ve Jordan, D., (1993). "Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite", *The International Journal of Prosthodontics*, 6: 364-370.
- [125] Kawaguchi, M. Fukushima, T. ve Miyazaki, K., (1994). "The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites", *Journal of Dental Research*, 73: 516-521.
- [126] Adıgüzel, Ö., "Sonlu elemanlar analizi: derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları".

- [127] Geng, J.-P. Tan, K.B. ve Liu, G.-R., (2001). "Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature", *The Journal of prosthetic dentistry*, 85: 585-598.
- [128] Sonugelen, M. ve Artunc, C., (2002). "Ağız Protezleri ve Biyomekanik", *Ege Üniv. Diş Hek Fak. Yayınları*, 3-8.
- [129] Cook, R.D., (2007). *Concepts and applications of finite element analysis*: John Wiley & Sons.
- [130] Bilgin, M., (2008). Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi., *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Ted. A.D. Selçuk Üniversitesi*.
- [131] Eyuboğlu, T.F. Onal, B. Erdilek, N. ve Goren, B., (2008). "Molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performansının incelenmesi: 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi", *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 25: 27.
- [132] Şahin, M.K., (2008). Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi, *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti. A.D. Gazi Üniversitesi*.
- [133] Bhavikatti, S., (2005). *Finite element analysis*: New Age International.
- [134] Roulet, J. Salchow, B. ve Wald, M., (1991). "Margin analysis of posterior composites in vivo", *Dental Materials*, 7: 44-49.
- [135] Asmussen, E. ve Jørgensen, K.D., (1972). "A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls", *Acta Odontologica*, 30: 3-21.
- [136] Cabrera, E. ve de la Macorra, J., (2007). "Polymerization shrinkage influences microtensile bond strength", *Journal of Dental Research*, 86: 227-231.
- [137] Watts, D. ve Cash, A., (1991). "Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development", *Dental Materials*, 7: 281-287.
- [138] Hansen, E.K., (1982). "Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion", *European journal of oral sciences*, 90: 329-335.
- [139] Lutz, F. Krejci, I. Luescher, B. ve Oldenburg, T.R., (1986). "Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges", *Quintessence International*, 17: 659-664
- [140] Kahler, B. Kotousov, A. ve Borkowski, K., (2006). "Effect of material properties on stresses at the restoration-dentin interface of composite restorations during polymerization", *Dental Materials*, 22: 942-947.
- [141] Sakaguchi, R.L. Versluis, A. ve Douglas, W.H., (1997). "Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites", *Dental Materials*, 13: 233-239.
- [142] Kinomoto, Y. ve Torii, M., (1998). "Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations", *Journal of dentistry*, 26: 165-171.

- [143] Ausiello, P. Apicella, A. ve Davidson, C.L., (2002). "Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis", *Dental Materials*, 18: 295-303.
- [144] Krüger, R. König, M. ve Schneider, T., (1993). "Computation of local energy release rates along straight and curved delamination fronts of unidirectionally laminated DCB-and ENF-specimens".
- [145] Davidson, B. Krüger, R. ve König, M., (1996). "Effect of stacking sequence on energy release rate distributions in multidirectional DCB and ENF specimens", *Engineering Fracture Mechanics*, 55: 557-569.
- [146] Davidson, B. Krüger, R. ve König, M., (1995). "Three-dimensional analysis of center-delaminated unidirectional and multidirectional single-leg bending specimens", *Composites Science and Technology*, 54: 385-394.
- [147] O'brien, T.K., (1982). "Characterization of delamination onset and growth in a composite laminate", *Damage in composite materials*, ASTM STP, 775: 140-167.
- [148] Salpekar, S.A. ve O'Brien, T.K., (1991). "Combined effect of matrix cracking and free edge on delamination", *Composite Materials: Fatigue and Fracture*, Third Volume, ASTM STP, 1110: 287-311.
- [149] Whitcomb, J.D., (1989). "Three-dimensional analysis of a postbuckled embedded delamination", *Journal of composite materials*, 23: 862-889.
- [150] Krüger, R. Rinderknecht, S. Hänsel, C. ve König, M., (1996). "Computational structural analysis and testing: an approach to understand delamination growth", *Key Engineering Materials*, 120: 181-202.
- [151] Li, J. Li, H. ve Fok, S.L., (2008). "A mathematical analysis of shrinkage stress development in dental composite restorations during resin polymerization", *Dental Materials*, 24: 923-931.
- [152] Chiang, Y.-C. Rösch, P. Dabanoglu, A. Lin, C.-P. Hickel, R. ve Kunzelmann, K.-H., (2010). "Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from  $\mu$ CT images", *Dental Materials*, 26: 223-231.
- [153] Rodrigues, F.P. Li, J. Silikas, N. Ballester, R.Y. ve Watts, D.C., (2009). "Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis", *Dental Materials*, 25: 47-55.
- [154] Dural, F., (2009). *Diş hekimliğinde hidroksiapatit katkılı dolgu malzemelerinin bazı fiziksel özelliklerinin incelenmesi.*, Yüksek Lisans Tezi. Biyomühendislik. Yıldız Teknik Üniversitesi.
- [155] Matinlinna, J.P. Lassila, L.V. Kangasniemi, I. Yli-Urpo, A. ve Vallittu, P.K., (2005). "Shear bond strength of Bis-GMA resin and methacrylated dendrimer resins on silanized titanium substrate", *Dental Materials*, 21: 287-296.
- [156] Santos, C. Clarke, R. Braden, M. Guitian, F. ve Davy, K., (2002). "Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler", *Biomaterials*, 23: 1897-1904.
- [157] Hooshmand, T. van Noort, R. ve Keshvad, A., (2004). "Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond", *Dental Materials*, 20: 635-642.

- [158] Karabela, M.M. ve Sideridou, I.D., (2008). "Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites", *Dental Materials*, 24: 1631-1639.
- [159] Wilson, K.S. Zhang, K. ve Antonucci, J.M., (2005). "Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites", *Biomaterials*, 26: 5095-5103.
- [160] Sanliturk, K.Y. Aydin, I. ve Briscoe, B.J., (1999). "A Finite-Element Approach for the Shape Prediction of Ceramic Compacts during Sintering", *Journal of the American Ceramic Society*, 82: 1748-1756.
- [161] Train, D., (1957). "Transmission forces through a powder mass during the process of pelleting", *Trans. Inst. Chem. Eng.*, 35: 258-266.
- [162] Trasorras, J. Krauss, T.M. ve Ferguson, B.L., (1989). "Modelling of Powder Compaction Using the Finite Element Method", *Powder Metallurgy*, 1: 85–10.
- [163] Häggblad, H.-Å. ve Oldenburg, M., (1994). "Modelling and simulation of metal powder die pressing with use of explicit time integration", *Modelling and Simulation in Materials Science and Engineering*, 2: 893.

Çizelge EkA.1 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N1.1          |       |                      |       | N1.2          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,744        | 0,012 | 12,751               | 0,012 | 12,742        | 0,011 | 12,747               | 0,011 |
| 12,731        | 0,004 | 12,728               | 0,011 | 12,710        | 0,005 | 12,724               | 0,015 |
| 12,726        | 0,008 | 12,722               | 0,009 | 12,693        | 0,012 | 12,737               | 0,011 |
| 12,752        | 0,004 | 12,741               | 0,010 | 12,733        | 0,006 | 12,732               | 0,013 |
| 12,736        | 0,009 | 12,743               | 0,012 | 12,715        | 0,010 | 12,745               | 0,009 |
| 12,720        | 0,008 | 12,733               | 0,014 | 12,697        | 0,016 | 12,726               | 0,012 |
| 12,730        | 0,012 | 12,749               | 0,012 | 12,711        | 0,005 | 12,748               | 0,007 |
| 12,750        | 0,009 | 12,753               | 0,011 | 12,739        | 0,012 | 12,742               | 0,010 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,657         | 0,013 | 3,664                | 0,008 | 3,650         | 0,014 | 3,662                | 0,015 |

Çizelge EkA.2 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N1.3          |       |                      |       | N1.4          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,769        | 0,004 | 12,771               | 0,011 | 12,751        | 0,005 | 12,758               | 0,010 |
| 12,748        | 0,009 | 12,754               | 0,010 | 12,727        | 0,004 | 12,743               | 0,009 |
| 12,733        | 0,008 | 12,745               | 0,013 | 12,711        | 0,005 | 12,725               | 0,013 |
| 12,763        | 0,011 | 12,756               | 0,006 | 12,742        | 0,009 | 12,751               | 0,011 |
| 12,752        | 0,005 | 12,767               | 0,007 | 12,728        | 0,008 | 12,733               | 0,011 |
| 12,741        | 0,008 | 12,755               | 0,014 | 12,716        | 0,007 | 12,732               | 0,008 |
| 12,754        | 0,004 | 12,760               | 0,006 | 12,729        | 0,009 | 12,755               | 0,010 |
| 12,773        | 0,005 | 12,778               | 0,012 | 12,750        | 0,011 | 12,761               | 0,012 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,749         | 0,005 | 3,760                | 0,008 | 3,718         | 0,009 | 3,725                | 0,014 |

Çizelge EkA.3 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N2.1          |       |                      |       | N2.2          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,706        | 0,013 | 12,732               | 0,014 | 12,678        | 0,012 | 12,730               | 0,017 |
| 12,695        | 0,010 | 12,717               | 0,011 | 12,630        | 0,015 | 12,733               | 0,012 |
| 12,690        | 0,015 | 12,727               | 0,010 | 12,590        | 0,014 | 12,713               | 0,016 |
| 12,712        | 0,007 | 12,718               | 0,009 | 12,665        | 0,010 | 12,724               | 0,015 |
| 12,701        | 0,011 | 12,731               | 0,015 | 12,632        | 0,015 | 12,735               | 0,013 |
| 12,691        | 0,015 | 12,725               | 0,011 | 12,599        | 0,012 | 12,723               | 0,016 |
| 12,697        | 0,011 | 12,734               | 0,007 | 12,634        | 0,014 | 12,732               | 0,013 |
| 12,712        | 0,007 | 12,748               | 0,013 | 12,675        | 0,010 | 12,740               | 0,018 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,606         | 0,013 | 3,618                | 0,017 | 3,530         | 0,016 | 3,548                | 0,019 |

Çizelge EkA.4 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N2.3          |       |                      |       | N2.4          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,738        | 0,005 | 12,754               | 0,010 | 12,721        | 0,009 | 12,745               | 0,009 |
| 12,721        | 0,007 | 12,725               | 0,013 | 12,696        | 0,005 | 12,726               | 0,013 |
| 12,713        | 0,006 | 12,746               | 0,009 | 12,681        | 0,012 | 12,719               | 0,014 |
| 12,733        | 0,011 | 12,738               | 0,015 | 12,724        | 0,006 | 12,748               | 0,009 |
| 12,725        | 0,009 | 12,745               | 0,013 | 12,710        | 0,008 | 12,731               | 0,013 |
| 12,718        | 0,012 | 12,730               | 0,011 | 12,697        | 0,012 | 12,740               | 0,007 |
| 12,725        | 0,007 | 12,736               | 0,010 | 12,706        | 0,007 | 12,733               | 0,012 |
| 12,739        | 0,010 | 12,763               | 0,011 | 12,724        | 0,010 | 12,751               | 0,013 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,698         | 0,011 | 3,708                | 0,011 | 3,684         | 0,013 | 3,693                | 0,016 |

Çizelge EkA.5 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N3.1          |       |                      |       | N3.2          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,749        | 0,009 | 12,762               | 0,013 | 12,738        | 0,011 | 12,754               | 0,008 |
| 12,734        | 0,013 | 12,742               | 0,015 | 12,721        | 0,005 | 12,734               | 0,006 |
| 12,724        | 0,011 | 12,751               | 0,008 | 12,713        | 0,007 | 12,752               | 0,010 |
| 12,739        | 0,004 | 12,766               | 0,012 | 12,740        | 0,014 | 12,757               | 0,014 |
| 12,730        | 0,010 | 12,763               | 0,008 | 12,727        | 0,009 | 12,749               | 0,013 |
| 12,722        | 0,007 | 12,748               | 0,015 | 12,715        | 0,012 | 12,752               | 0,010 |
| 12,727        | 0,008 | 12,765               | 0,011 | 12,723        | 0,008 | 12,740               | 0,011 |
| 12,738        | 0,005 | 12,763               | 0,009 | 12,741        | 0,007 | 12,759               | 0,009 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,706         | 0,008 | 3,716                | 0,013 | 3,694         | 0,014 | 3,706                | 0,011 |

Çizelge EkA.6 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N4.1          |       |                      |       | N4.2          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,740        | 0,010 | 12,754               | 0,011 | 12,712        | 0,006 | 12,749               | 0,014 |
| 12,715        | 0,007 | 12,732               | 0,009 | 12,692        | 0,004 | 12,728               | 0,013 |
| 12,696        | 0,009 | 12,730               | 0,012 | 12,680        | 0,008 | 12,733               | 0,011 |
| 12,732        | 0,012 | 12,744               | 0,013 | 12,713        | 0,010 | 12,747               | 0,009 |
| 12,713        | 0,008 | 12,755               | 0,017 | 12,698        | 0,009 | 12,753               | 0,017 |
| 12,695        | 0,011 | 12,745               | 0,010 | 12,682        | 0,007 | 12,742               | 0,010 |
| 12,713        | 0,009 | 12,753               | 0,011 | 12,694        | 0,014 | 12,746               | 0,007 |
| 12,739        | 0,011 | 12,758               | 0,012 | 12,714        | 0,015 | 12,754               | 0,013 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,701         | 0,010 | 3,711                | 0,013 | 3,682         | 0,016 | 3,693                | 0,019 |

Çizelge EkA.7 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N5.1          |       |                      |       | N5.2          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,726        | 0,009 | 12,743               | 0,016 | 12,713        | 0,011 | 12,741               | 0,016 |
| 12,707        | 0,012 | 12,726               | 0,014 | 12,689        | 0,006 | 12,724               | 0,009 |
| 12,696        | 0,008 | 12,733               | 0,013 | 12,675        | 0,008 | 12,720               | 0,007 |
| 12,727        | 0,010 | 12,747               | 0,009 | 12,713        | 0,011 | 12,737               | 0,011 |
| 12,709        | 0,009 | 12,744               | 0,015 | 12,698        | 0,005 | 12,733               | 0,006 |
| 12,690        | 0,015 | 12,750               | 0,016 | 12,682        | 0,010 | 12,724               | 0,011 |
| 12,706        | 0,010 | 12,743               | 0,015 | 12,693        | 0,004 | 12,742               | 0,013 |
| 12,729        | 0,014 | 12,752               | 0,010 | 12,712        | 0,010 | 12,747               | 0,015 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,696         | 0,009 | 3,706                | 0,012 | 3,681         | 0,012 | 3,693                | 0,014 |

Çizelge EkA.8 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N6.1          |       |                      |       | N6.2          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,762        | 0,010 | 12,770               | 0,009 | 12,731        | 0,007 | 12,757               | 0,009 |
| 12,741        | 0,006 | 12,750               | 0,012 | 12,716        | 0,006 | 12,727               | 0,007 |
| 12,724        | 0,007 | 12,758               | 0,008 | 12,706        | 0,005 | 12,732               | 0,011 |
| 12,744        | 0,004 | 12,766               | 0,014 | 12,735        | 0,012 | 12,748               | 0,008 |
| 12,735        | 0,007 | 12,767               | 0,009 | 12,721        | 0,006 | 12,759               | 0,013 |
| 12,726        | 0,014 | 12,751               | 0,013 | 12,707        | 0,009 | 12,746               | 0,011 |
| 12,745        | 0,009 | 12,765               | 0,012 | 12,721        | 0,011 | 12,750               | 0,007 |
| 12,769        | 0,006 | 12,774               | 0,011 | 12,739        | 0,010 | 12,763               | 0,014 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,718         | 0,009 | 3,724                | 0,011 | 3,706         | 0,008 | 3,713                | 0,012 |

Çizelge EkA.9 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N7.1          |       |                      |       | N7.2          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,732        | 0,014 | 12,748               | 0,014 | 12,728        | 0,010 | 12,747               | 0,013 |
| 12,706        | 0,009 | 12,728               | 0,010 | 12,696        | 0,009 | 12,742               | 0,011 |
| 12,682        | 0,011 | 12,739               | 0,018 | 12,669        | 0,013 | 12,726               | 0,008 |
| 12,724        | 0,006 | 12,751               | 0,016 | 12,725        | 0,012 | 12,743               | 0,017 |
| 12,702        | 0,008 | 12,746               | 0,015 | 12,697        | 0,010 | 12,749               | 0,014 |
| 12,679        | 0,004 | 12,729               | 0,016 | 12,668        | 0,015 | 12,745               | 0,010 |
| 12,703        | 0,005 | 12,739               | 0,011 | 12,696        | 0,008 | 12,736               | 0,009 |
| 12,733        | 0,009 | 12,754               | 0,013 | 12,731        | 0,013 | 12,751               | 0,012 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,691         | 0,019 | 3,700                | 0,017 | 3,696         | 0,015 | 3,709                | 0,018 |

Çizelge EkA.10 Sayısal modelleme ve lazer profilometresi ile elde edilen çap-yükseklik değerleri ve standart sapmaları (Ss.)

| N7.3          |       |                      |       | N7.4          |       |                      |       |
|---------------|-------|----------------------|-------|---------------|-------|----------------------|-------|
| Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       | Sayısal model |       | Lazer profilometresi |       |
| ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   | ÇAP           | Ss.   | ÇAP                  | Ss.   |
| 12,715        | 0,007 | 12,736               | 0,010 | 12,721        | 0,009 | 12,744               | 0,021 |
| 12,695        | 0,013 | 12,741               | 0,008 | 12,671        | 0,010 | 12,726               | 0,012 |
| 12,675        | 0,008 | 12,727               | 0,013 | 12,621        | 0,012 | 12,745               | 0,013 |
| 12,717        | 0,010 | 12,735               | 0,016 | 12,683        | 0,006 | 12,750               | 0,006 |
| 12,696        | 0,011 | 12,749               | 0,011 | 12,656        | 0,007 | 12,748               | 0,017 |
| 12,677        | 0,009 | 12,737               | 0,009 | 12,628        | 0,008 | 12,727               | 0,008 |
| 12,698        | 0,005 | 12,730               | 0,011 | 12,675        | 0,009 | 12,746               | 0,015 |
| 12,723        | 0,008 | 12,753               | 0,014 | 12,724        | 0,011 | 12,752               | 0,018 |
| Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   | Yükseklik     | Ss.   | Yükseklik            | Ss.   |
| 3,695         | 0,018 | 3,705                | 0,014 | 3,699         | 0,012 | 3,712                | 0,013 |

## ÖZGEÇMİŞ

---

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Adı Soyadı** : Bilge Sema TEKEREK  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 24.11.1982-İstanbul  
**Yabancı Dili** : İngilizce  
**E-posta** : bilgesema@hotmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU

| Derece    | Alan               | Okul/Üniversite            | Mezuniyet Yılı |
|-----------|--------------------|----------------------------|----------------|
| Y. Lisans | Biyomühendislik    | Yıldız Teknik Üniversitesi | 2009           |
| Lisans    | Kimya Mühendisliği | Yıldız Teknik Üniversitesi | 2006           |
| Lise      | Fen Bilimleri      | Nişantaşı Nuri Akın Lisesi | 2001           |

### YAYINLARI

#### Makale (Uluslararası Hakemli Dergi)

1. Tekerek, B.S. Yücel, S. Aydın, İ. ve Ünal, A., (2015) “Investigating The Effect of Photoinitiator Ratio on The Polymerization Shrinkage in Dental Composites by Two Comparative Methods.”, Sigma Journal of Engineering and Natural Sciences, 33(1):33-40.
2. Yücel, S. Terzioğlu, P. Aydın Sinirlioğlu, Z. Tekerek, B.S. ve Başaran Elalmış, Y., (2015). “Synthesis, Characterization, In Vitro Degradability And Bioactivity Of

- Strontium Substituted Rice Hull Ash Silica Based Melt Derived 45S5 Bioactive Glass”, Sigma Journal of Engineering and Natural Sciences, 33(1):23-32.
3. Başaran Elalmış, Y. Yücel, S. Aydın, İ., ve Tekerek, B. S., (2013). “Amorphous Silica from Rice Hull Ash as a Filler Material for Dental Composites”, Advanced Science Letters, 19(12): 3647-3651.
  4. Yücel, S. Aydın, I. Özçimen, D. Tekerek, B.S. Yıldırım, Ö. Ve Kabakçı, A., (2012). “Effect of Simulated Body Fluid on the Behaviour of Artificial Bone”, Key Engineering Materials Vols, 493:159-165

### **Uluslararası Bildiri**

1. Tekerek, B. S. Yücel, S. ve Aydın, İ. (2013). “Effect of Silanization of Inorganic Fillers on the Surface and Dimensional Variation of Dental Composites”, ICBB 2013: International Conference on Bioinformatics and Bioengineering, World Academy of Science, Engineering and Technology, 739-742.
2. Yücel, S. Özçimen, D. ve Oduncu, B. S., (2010). “The Usage of Carbon Nanotubes for Green Energy”, Second International Symposium on Green Chemistry for Environment and Health, Mykonos.
3. Özçimen, D. Yücel, S. ve Oduncu, B. S., (2010). “The Chitin and Chitosan: As a Biomedical Material”, Second International Symposium on Green Chemistry for Environment and Health, Mykonos,
4. Oduncu, B.S., Yucel, S. Aydın, I. Sener, I. D. ve Yamaner, G., (2010). “Polymerisation Shrinkage of Light-Cured Hydroxyapatite (HA)-Reinforced Dental Composites”, Proceedings of World Academy Of Science, Engineering And Technology, 64: 721-727.
5. Oduncu, B.S. Yücel, S. Aydın, İ. ve Özçimen, D., (2010). “Comparison of Current Polymerization Shrinkage Methods for Dental Composites”, 16th International Biomedical Science and Technology Symposium, BIOMED 2010, Türkiye, İstanbul.
6. Oduncu B.S. Yucel, S. Ve Aydın, İ., (2009). “Effect of Inorganic Fillers on Polymerization Shrinkage of Dental Composites”, Biomed 15th International Biomedical Science&Technology Symposium, Kıbrıs, Türkiye , 103.
7. Oduncu B. S. ve Yucel, S., (2008). “Polymerization Shrinkage Measurement of Dental Resin Composite by Optical Surface Profiling System”, Biomed 2008-14 th

International Biomedical science and Technology Symposium, Marmaris, Turkey, 135.

8. Oduncu, B.S. ve Yucel, S., (2008). “A New Method for Determining of Polymerization Shrinkage of Light Cured Dental Composite Resins”, Biomed 2008-14<sup>th</sup> International Biomedical science and Technology Symposium, 137.

#### **Ulusal Bildiri**

1. Oduncu, B.S. Yücel, S. ve Aydın İ., (2009) “Dental Kompozitlerin Işıkla Sertleştirme Öncesi ve Sonrası Hacimsel Şekil Değişikliğinin İncelenmesi” Biyomut, 14. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, İzmir.

#### **Proje**

1. “Pirinç Kabuğu Silikasından Yapay Kemik Olarak Kullanılabilecek Biyoaktif Camların Üretimi Ve Osteosit Hücreleri Üzerine Etkisi”, TÜBİTAK 3001 projesi, Projede Araştırmacı, 2014 (devam ediyor).
2. “Pirinç Kabuğu Külünden Elde Edilen Silikadan Mg, Al, Sr İlaveli Biyoaktif Camların Üretimi Ve Osteosit Hücreleri Üzerine Etkisi”, YTÜ Kapsamlı Araştırma Projesi, Projede Araştırmacı, 2013-2015.
3. “Bis-GMA Esaslı Dental Kompozitlerin Fotopolimerizasyonu Esnasında Oluşan Yapısal Değişikliklerin Matematiksel Modellenmesi”, YTÜ Kapsamlı Araştırma Projesi, Projede Araştırmacı, 2013-2014.