T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

METAL TOZLARININ POLİMETİLMETAKRİLAT PROTEZ KAİDE MADDESİNİN TERMAL ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

YASİN TÜRK

DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLBAHAR IŞIK ÖZKOL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARSİYEL PROTEZ BİLİM DALI

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

14/ 09 /2010

Prof.Dr.Tamer DEMİRALP
Müdür

Kurum	: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı	: Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı
Programın seviyesi	: Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı	: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Sahibi	: Yasin Türk
Tez Başlığı	: Metal Tozlarının Polimetilmetakrilat Protez Kaide Maddesinin Termal Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi
Sınav Yeri	: Total-Parsiyel Protez Seminer Salonu
Sınav Tarihi	: 25 / 08 / 2010

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

1.Prof .Dr.Gülbahar Işık Özkol (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)

2.Prof.Dr.Necat Tuncer (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)

3.Doç.Dr.Volkan Günay (Tübitak Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü)

4.Prof.Dr.Ömer Kutay (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)

5.Prof.Dr.Fatma Ünalan (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

YASİN TÜRK



İTHAF

“ Eşime ve aileme ithaf ediyorum “

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve doktora tezimin tüm aşamaları süresince değerli bilimsel ve mesleki tecrübesinden yararlandığım, sevgili hocam, danışmanım ***Sayın Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol'a*** değerli yardımları, önerileri, katkıları ve bana her zaman göstermiş olduğu anlayış, hoşgörü ve desteğinden ötürü teşekkürlerimi sunuyorum.

TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Müdür Yardımcısı ***Sayın Doç. Dr. Volkan Günay'a*** çalışmalarım sırasında sağladığı laboratuar ve teknik imkanlar ve desteğinden ötürü,

Doktora eğitimim boyunca gerek mesleki gerekse bilimsel bilgi ve birikimlerimi arttırmamda yardımcı olan bilim dalımızın değerli öğretim üyeleri ***Sayın Prof. Dr. Necat Tuncer, Sayın Prof. Dr. Ömer Kutay, Sayın Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Sayın Prof. Dr. Fatma Ünalan, Sayın Prof. Dr. Gülsen Bayraktar, Sayın Prof. Dr. Muzaffer Ateş, Sayın Prof. Dr. Olcay Şakar ve Sayın Doç. Dr. Tonguç Sülün***'e

Doktora eğitimim sırasında burs aldığım Tübitak Yurtiçi Doktora Burs Programına,

Doktora çalışmalarım sırasındaki polimer materyali desteği için Lucite International'a,

TÜBİTAK'daki çalışmalarım sırasında yardımlarını ve önerilerini benden esirgemeyen sayın ***Doç. Dr. Tamer Sınmazçelik'e*** ve asistan arkadaşım ***Yasemin Kılıç'a,***

Dostluklarıyla her zaman yanımda olan değerli asistan arkadaşlarım ***Dr. Ahmet Yılmaz, Dt. Ayşegül Yurdakoş, Dt. Işıl Turp, Dt. Kerem Çalışır, Dt. Gülsüm Ceylan, Dt. Ayşegül Kurt, Dt. Çağatay Dayan ve Dt. Cihan Şadi Uğurel'e***

Eğitim hayatım boyunca beni her konuda destekleyerek yanımda olan, hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan sevgili ***annem, babam ve kardeşlerim Ali, Yasemin ve eniştem Mehmet Emin Çelenli'ye*** her zaman göstermiş oldukları hoşgörü ve desteklerinden ötürü,

Hayatımın her anında bana destek olan sevgili eşim ***Dt. Ç. Pınar Eren Türk'e***

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... Xİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ XV
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ XX
ÖZET ..... XXİ
ABSTRACT ..... XXİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
1.1. Araştırma konusunun tanımı 1
1.2. Amaç 2
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Polimerler 3
2.1.1. Polimerlerin Yapısı 3
2.1.2. Moleküler Ağırlık 4
2.1.3. Polimerlerin Uzaysal Yapısı 4
2.1.4. Polimerlerin Özellikleri 5
2.1.5. Polimerizasyon 6
2.2. Protez Kaide Polimerleri 10
2.2.1. Protez Kaide Polimerlerinin Sınıflandırılması 10
2.2.2. Protez Kaide Maddelerinin Tarihçesi 10
2.2.3. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler 12
2.2.4. Akrilik Protez Kaide Maddesi (PMMA) 14
2.2.4.1. Toz (Polimer) 14
2.2.4.2. Likit (Monomer) 16
2.2.5. Akrilik Protez Kaide Maddesinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler 17
2.2.5.1. Isı ile Polimerizasyon Yöntemi 18
2.2.5.2. Kendi Kendine Polimerizasyon Yöntemi (Otopolimerizasyon) 20
2.2.5.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerizasyon Yöntemi 21
2.2.5.4. Görünür Işıkla Polimerizasyon Yöntemi 23
2.2.6. Akrilik Protez Kaide Maddelerinin Özellikleri 24

2.2.6.1. Kimyasal ve Biyolojik Özellikler 25
2.2.6.2. Mekanik Özellikler 26
2.2.6.3. Fiziksel Özellikler 29
2.3. Akrilik Protez Kaide Maddelerinin Isısal Özellikleri 31
2.3.1. Geçiş Sıcaklıkları 34
2.3.2. Isı İletkenliği 37
2.3.3. Isı Difüzyonu 38
2.3.4. Özgül Isı 40
2.3.5. Isı Genleşme Katsayısı 41
2.3.6. Isı Deformasyon Derecesi 42
2.4. Isı İletkenliği ve Isı Difüzyonu Tesbit Yöntemleri 45
2.4.1. Sınıflandırma 47
2.4.2. Transient Plane-Source – Hot Disk 47
2.4.3. Sıcaklık Dalga Analizi 48
2.4.4. Lazer Flash 48
2.4.5. Transient Line Source (İğne probe tekniği) 48
2.4.6. Isı Akışı Ölçümü (Heat Flow Meter) 49
3. GEREÇ VE YÖNTEM 54
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller 54
3.1.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyallerin Özellikleri 56
3.1.1.1. Poli Metil Metakrilat Tozu 56
3.1.1.2. Gümüş Tozu 57
3.1.1.3. Titanyum Tozu 59
3.1.1.4. Magnezyum Tozu 61
3.1.1.5. Bakır Tozu 63
3.1.1.6. Alüminyum Tozu 65
3.2. Örneklerin Hazırlanması 67
3.3. Örneklerin Isı İletkenlik Katsayısı Değerlerinin Ölçülmesi 78
3.3.1. FOX50 110 ˚C Heat Flow Meter Cihazı 78
3.4. Örneklerin Üç Nokta Eğme Değerlerinin Ölçülmesi 83
3.5. Örneklerin Sertlik Değerlerinin Ölçülmesi 87
3.6. Örneklerin Yoğunluk, Porozite ve Su Emme Değerlerinin Ölçülmesi 88
3.7. Örneklerin Scanning Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülerinin İncelenmesi . 90

3.8. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemi 91
4. BULGULAR 92
4.1. Isı İletkenlik Katsayısı Bulguları 92
4.1.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 92
4.1.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 93
4.1.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 95
4.1.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 96
4.1.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 98
4.1.6. Deney Grupları Arasında Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 99
4.1.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 106
4.2. Üç Nokta Eğme Bulguları 113
4.2.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 113
4.2.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 115
4.2.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 116
4.2.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 118
4.2.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 119
4.2.6. Deney Grupları Arasında Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi . 121
4.2.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi. 127
4.3. Sertlik Bulguları 134
4.3.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi..... 134
4.3.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi 136
4.3.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi 137

4.3.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi..... 139
4.3.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi..... 140
4.3.6. Deney Grupları Arasında Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi..... 142
4.3.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi 148
4.4. Yoğunluk Bulguları 155
4.4.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi 155
4.4.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi157
4.4.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi. 158
4.4.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi 160
4.4.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi 161
4.4.6. Deney Grupları Arasında Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi 163
4.4.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi 170
4.5. Porozite Bulguları..... 177
4.5.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi .. 177
4.5.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi.. 179
4.5.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi ... 180
4.5.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi .. 182
4.5.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi ... 183
4.5.6. Deney Grupları Arasında Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi 185
4.5.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi..... 192
4.6. Su Emme Bulguları..... 199
4.6.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 199
4.6.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi201
4.6.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi . 202
4.6.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 204
4.6.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi. 205
4.6.6. Deney Grupları Arasında Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi..... 207
4.6.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 214
4.7. Örneklerin Scanning Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri..... 222
4.7.1. Kontrol Grubu SEM Görüntüleri..... 222
4.7.2. %5 Ag Grubu SEM Görüntüleri 223
4.7.3. %5 Al Grubu SEM Görüntüleri..... 224
4.7.4. %5 Cu Grubu SEM Görüntüleri 225

4.7.5. %5 Mg Grubu SEM Görüntüleri 226
4.7.6. %5 Ti Grubu SEM Görüntüleri 227
4.7.7. %10 Ag Grubu SEM Görüntüleri 228
4.7.8. %10 Al Grubu SEM Görüntüleri 229
4.7.9. %10 Cu Grubu SEM Görüntüleri 230
4.7.10. %10 Mg Grubu SEM Görüntüleri 231
4.7.11. %10 Ti Grubu SEM Görüntüleri 232
4.7.12. %15 Ag Grubu SEM Görüntüleri 233
4.7.13. %15 Al Grubu SEM Görüntüleri 234
4.7.14. %15 Cu Grubu SEM Görüntüleri 235
4.7.15. %15 Mg Grubu SEM Görüntüleri 236
4.7.16. %15 Ti Grubu SEM Görüntüleri 237
4.7.17. %20 Ag Grubu SEM Görüntüleri 238
4.7.18. %20 Al Grubu SEM Görüntüleri 239
4.7.19. %20 Cu Grubu SEM Görüntüleri 240
4.7.20. %20 Mg Grubu SEM Görüntüleri 241
4.7.21. %20 Ti Grubu SEM Görüntüleri 242
4.7.22. %25 Ag Grubu SEM Görüntüleri 243
4.7.23. %25 Al Grubu SEM Görüntüleri 244
4.7.24. %25 Cu Grubu SEM Görüntüleri 245
4.7.25. %25 Mg Grubu SEM Görüntüleri 246
4.7.26. %25 Ti Grubu SEM Görüntüleri 247
5. TARTIŞMA 248
5.1. Genel Tartışma 248
5.2. Metal İlavelerinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisinin Tartışılması 251
5.2.1. Gümüş Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi 251
5.2.2. Magnezyum Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi 253
5.2.3. Titanyum Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi 254
5.2.4. Bakır Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi 256
5.2.5. Aluminyum Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi 257
5.3. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisinin Tartışılması 260

5.3.1. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Isı İletkenlik Katsayısı Üzerine Etkisi 260
5.3.2. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Üç Nokta Eğme Değeri Üzerine Etkisi 261
5.3.3. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Sertlik Değeri Üzerine Etkisi 262
5.3.4. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Yoğunluk, Porozite Ve Su Emme Değerleri Üzerine Etkisi 262
5.4. SEM Görüntülerinin Tartışılması 263
6. SONUÇLAR 272
ÖZGEÇMİŞ 291

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Protez kaide maddelerinin tarihçesi (144) 12
Tablo 2-2: PMMA bileşenleri 14
Tablo 2-3: Poli metil metakrilat'ın ortalama mekanik özellikleri 27
Tablo 2-4: Poli metil metakrilat'ın ortalama fiziksel özellikleri 29
Tablo 2-5: Maddelerin termal genleşme katsayıları 41
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller 55
Tablo 3-2: Gümüş tozunun genel özellikleri 58
Tablo 3-3: Titanyum tozunun genel özellikleri 61
Tablo 3-4: Magnezyum tozunun genel özellikleri 63
Tablo 3-5: Bakır tozunun genel özellikleri 65
Tablo 3-6: Alüminyum tozunun genel özellikleri 67
Tablo 3-7: Çalışmamızda kullanılan protez kaide polimeri deney grupları 75
Tablo 4-1: Kontrol ile Ag Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 92
Tablo 4-2: Kontrol ile Mg Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 94
Tablo 4-3: Kontrol ile Ti Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 95
Tablo 4-4: Kontrol ile Cu Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 97
Tablo 4-5: Kontrol ile Al Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 98
Tablo 4-6: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 100
Tablo 4-7: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri 101
Tablo 4-8: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi 107
Tablo 4-9: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri 108
Tablo 4-10: Kontrol ile Ag Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 114
Tablo 4-11: Kontrol ile Mg Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 115

Tablo 4-12: Kontrol ile Ti Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 117
Tablo 4-13: Kontrol ile Cu Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 118
Tablo 4-14: Kontrol ile Al Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 120
Tablo 4-15: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 122
Tablo 4-16: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri.....123
Tablo 4-17: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 128
Tablo 4-18: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri.....129
Tablo 4-19: Kontrol ile Ag Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....135
Tablo 4-20: Kontrol ile Mg Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi 136
Tablo 4-21: Kontrol ile Ti Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....138
Tablo 4-22: Kontrol ile Cu Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....139
Tablo 4-23: Kontrol ile Al Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....141
Tablo 4-24: Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....143
Tablo 4-25: Sertlik Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri 144
Tablo 4-26: Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....149
Tablo 4-27: Sertlik Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri 150
Tablo 4-28: Kontrol ile Ag Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....156
Tablo 4-29: Kontrol ile Mg Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....157
Tablo 4-30: Kontrol ile Ti Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....159
Tablo 4-31: Kontrol ile Cu Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....160
Tablo 4-32: Kontrol ile Al Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi 162
Tablo 4-33: Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....164
Tablo 4-34: Yoğunluk Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri 165
Tablo 4-35: Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....171
Tablo 4-36: Yoğunluk Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri 172
Tablo 4-37: Kontrol ile Ag Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi 178
Tablo 4-38: Kontrol ile Mg Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....179
Tablo 4-39: Kontrol ile Ti Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi 181
Tablo 4-40: Kontrol ile Cu Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi 182
Tablo 4-41: Kontrol ile Al Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....184

Tablo 4-42: Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi 186
Tablo 4-43: Porozite Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri.....187
Tablo 4-44: Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi 193
Tablo 4-45: Porozite Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri.....194
Tablo 4-46: Kontrol ile Ag Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....200
Tablo 4-47: Kontrol ile Mg Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 201
Tablo 4-48: Kontrol ile Ti Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 203
Tablo 4-49: Kontrol ile Cu Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi 204
Tablo 4-50: Kontrol ile Al Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....206
Tablo 4-51: Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....208
Tablo 4-52: Su Emme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri.....209
Tablo 4-53: Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi.....215
Tablo 4-54: Su Emme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri.....216

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Benzol peroksitten serbest radikalin açığa çıkması (6) 8
Şekil 2-2: PMMA'nın polimerizasyonu (6) 8
Şekil 2-3: Polimerizasyonun sonlanması (6) 9
Şekil 2-4: Akrilik örneğe thermocouple'ın yerleştirilmesi (McCabe) 38
Şekil 2-5: Sıcaklık-zaman grafiği (135) 39
Şekil 3-1: PMMA tozu 56
Şekil 3-2: Gümüş tozu 57
Şekil 3-3: Titanyum tozu 59
Şekil 3-4: Magnezyum tozu 62
Şekil 3-5: Bakır tozu 64
Şekil 3-6: Alüminyum tozu 66
Şekil 3-7: Yer tutucu metal kalıplar 68
Şekil 3-8: Yer tutucu pyrex kalıp 69
Şekil 3-9: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların parçalarının görünümü 70
Şekil 3-10: Örneklerinin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların görünümü 70
Şekil 3-11: Hidrolik pres 71
Şekil 3-12: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların mufladaki görünümü 72
Şekil 3-13: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların çıkarıldıktan sonraki muflanın görünümü 72
Şekil 3-14: Pyrex'den yapılan silindir yer tutucuların mufladaki görünümü 73
Şekil 3-15:Polimerizasyon cihazı 74
Şekil 3-16: Pirinç muflaların kendi bünyesinde bulunan yaylı britlerin görünümü 76
ŞŞekil 3-17: Mekanik deneyler için hazırlanan örnekler 77
Şekil 3-18: Isı iletkenlik deneyleri için hazırlanan örnekler 77
Şekil 3-19: Isı Debimetre Cihazı 79
Şekil 3-20: FOX 50 cihazının şematik görünümü 79
Şekil 3-21: Örneğin cihaz üzerine yerleştirilmesi 80
Şekil 3-22: Zwick marka Universal Testing Machine 84
Şekil 3-23: Kırılma deneyinin şematik görünümü 84
Şekil 3-24: Düzenek üzerindeki örneklerin merkezden tek noktada yüklenmesi 85

Şekil 3-25: Üç nokta eğme deneyinin bilgisayar yazılımı.....86
Şekil 3-26: Shore sertlik ölçümü cihazı.....87
Şekil 3-27: Örneğin cihaz üzerinde görünümü.....88
Şekil 3-28: Arşimed Yöntemi ile yoğunluk, su emme ve porozite tayini.....89
Şekil 3-29: Tartım işlemlerinin yapılması.....90
Şekil 3-30: SEM Labaratuvarı.....91
Şekil 4-1: Kontrol ile Ag Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeyleri.....93
Şekil 4-2: Kontrol ile Mg grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....94
Şekil 4-3: Kontrol ile Ti grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....96
Şekil 4-4: Kontrol ile Cu grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....97
Şekil 4-5: Kontrol ile Al grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....99
Şekil 4-6: Ag gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....102
Şekil 4-7: Mg gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....103
Şekil 4-8: Ti gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....104
Şekil 4-9: Cu gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....105
Şekil 4-10: Al gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....106
Şekil 4-11: Grupların %5 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....109
Şekil 4-12: Grupların %10 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....110
Şekil 4-13: Grupların %15 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....111
Şekil 4-14: Grupların %5 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....112
Şekil 4-15: Grupların %25 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri.....113
Şekil 4-16: Kontol ile Ag grubunun üç nokta eğme düzeyleri.....114
Şekil 4-17: Kontrol ile Mg grubunun üç nokta eğme düzeyleri.....116
Şekil 4-18: Kontrol ile Ti grubunun üç nokta eğme düzeyleri.....117
Şekil 4-19: Kontrol ile Cu grubunun üç nokta eğme düzeyleri.....119
Şekil 4-20: Kontrol ile Al grubunun üç nokta eğme düzeyleri.....120
Şekil 4-21: Ag gruplarının üç nokta eğme düzeyleri.....124
Şekil 4-22: Mg gruplarının üç nokta eğme düzeyleri.....125
Şekil 4-23: Ti gruplarının üç nokta eğme düzeyleri.....126
Şekil 4-24: Cu gruplarının üç nokta eğme düzeyleri.....126
Şekil 4-25: Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri.....127
Şekil 4-26: Grupların %5 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri.....130
Şekil 4-27: Grupların %10 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri.....131

Şekil 4-28: Grupların %15 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri 132
Şekil 4-29: Grupların %20 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri 133
Şekil 4-30: Grupların %25 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri 134
Şekil 4-31: Kontrol ile Ag grubunun sertlik düzeyleri.....135
Şekil 4-32: Kontrol ile Ag grubunun sertlik düzeyleri.....137
Şekil 4-33: Kontrol ile Ti grubunun sertlik düzeyleri.....138
Şekil 4-34: Kontrol ile Cu grubunun sertlik düzeyleri.....140
Şekil 4-35: Kontrol ile Al grubunun sertlik düzeyleri.....141
Şekil 4-36: Ag gruplarının sertlik düzeyleri 144
Şekil 4-37: Mg gruplarının sertlik düzeyleri.....145
Şekil 4-38: Ti gruplarının sertlik düzeyleri 146
Şekil 4-39: Cu gruplarının sertlik düzeyleri 147
Şekil 4-40: Al gruplarının sertlik düzeyleri 148
Şekil 4-41: Grupların %5 yüzdedeki sertlik düzeyleri 151
Şekil 4-42: Grupların %10 yüzdedeki sertlik düzeyleri 152
Şekil 4-43: Grupların %15 yüzdedeki sertlik düzeyleri 153
Şekil 4-44: Grupların %20 yüzdedeki sertlik düzeyleri 154
Şekil 4-45: Grupların %25 yüzdedeki sertlik düzeyleri 155
Şekil 4-46: Kontrol ile Ag grubunun yoğunluk düzeyleri.....156
Şekil 4-47: Kontrol ile Mg grubunun yoğunluk düzeyleri 158
Şekil 4-48: Kontrol ile Ti grubunun yoğunluk düzeyleri 159
Şekil 4-49: Kontrol ile Cu grubunun yoğunluk düzeyleri 161
Şekil 4-50: Kontrol ile Al grubunun yoğunluk düzeyleri.....162
Şekil 4-51: Ag gruplarının yoğunluk düzeyleri 166
Şekil 4-52: Mg gruplarının yoğunluk düzeyleri.....167
Şekil 4-53: Ti gruplarının yoğunluk düzeyleri.....168
Şekil 4-54: Cu gruplarının yoğunluk düzeyleri 169
Şekil 4-55: Ag gruplarının yoğunluk düzeyleri 170
Şekil 4-56: Grupların %5 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri 173
Şekil 4-57: Grupların %10 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri 174
Şekil 4-58: Grupların %15 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri 175
Şekil 4-59: Grupların %20 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri 176
Şekil 4-60: Grupların %25 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri 177

Şekil 4-61: Kontrol ile Ag grubunun porozite düzeyleri.....178
Şekil 4-62: Kontrol ile Mg grubunun porozite düzeyleri.....180
Şekil 4-63: Kontrol ile Ti grubunun porozite düzeyleri.....181
Şekil 4-64: Kontrol ile Cu grubunun porozite düzeyleri.....183
Şekil 4-65: Kontrol ile Al grubunun porozite düzeyleri.....184
Şekil 4-66: Ag gruplarının porozite düzeyleri.....188
Şekil 4-67: Mg gruplarının porozite düzeyleri.....189
Şekil 4-68: Ti gruplarının porozite düzeyleri.....190
Şekil 4-69: Cu gruplarının porozite düzeyleri.....191
Şekil 4-70: Al gruplarının porozite düzeyleri.....192
Şekil 4-71: Grupların %5 yüzdedeki porozite düzeyleri.....195
Şekil 4-72: Grupların %10 yüzdedeki porozite düzeyleri.....196
Şekil 4-73: Grupların %15 yüzdedeki porozite düzeyleri.....197
Şekil 4-74: Grupların %20 yüzdedeki porozite düzeyleri.....198
Şekil 4-75: Grupların %25 yüzdedeki porozite düzeyleri.....199
Şekil 4-76: Kontrol ile Ag grubunun su emme düzeyleri.....200
Şekil 4-77: Kontrol ile Mg grubunun su emme düzeyleri.....202
Şekil 4-78: Kontrol ile Ti grubunun su emme düzeyleri.....203
Şekil 4-79: Kontrol ile Cu grubunun su emme düzeyleri.....205
Şekil 4-80: Kontrol ile Al grubunun su emme düzeyleri.....207
Şekil 4-81: Ag gruplarının su emme düzeyleri.....210
Şekil 4-82: Mg gruplarının su emme düzeyleri.....211
Şekil 4-83: Ti gruplarının su emme düzeyleri.....212
Şekil 4-84: Cu gruplarının su emme düzeyleri.....213
Şekil 4-85: Al gruplarının su emme düzeyleri.....214
Şekil 4-86: Grupların %5 yüzdedeki su emme düzeyleri.....217
Şekil 4-87: Grupların %10 yüzdedeki su emme düzeyleri.....218
Şekil 4-88: Grupların %15 yüzdedeki su emme düzeyleri.....219
Şekil 4-89: Grupların %20 yüzdedeki su emme düzeyleri.....220
Şekil 4-90: Grupların %25 yüzdedeki su emme düzeyleri.....221
Şekil 4-91: Kontrol Grubu SEM Fotoğrafları.....222
Şekil 4-92: %5 Ag Grubu SEM Fotoğrafları.....223
Şekil 4-93: %5 Al Grubu SEM Fotoğrafları.....224

Şekil 4-94: %5 Cu Grubu SEM Fotoğrafları 225
Şekil 4-95: %5 Mg Grubu SEM Fotoğrafları 226
Şekil 4-96: %5 Ti Grubu SEM Fotoğrafları 227
Şekil 4-97: %10 Ag Grubu SEM Fotoğrafları 228
Şekil 4-98: %10 Al Grubu SEM Fotoğrafları 229
Şekil 4-99: %10 Cu Grubu SEM Fotoğrafları 230
Şekil 4-100: %10 Mg Grubu SEM Fotoğrafları 231
Şekil 4-101: %10 Ti Grubu SEM Fotoğrafları 232
Şekil 4-102: %15 Ag Grubu SEM Fotoğrafları 233
Şekil 4-103: %15 Al Grubu SEM Fotoğrafları 234
Şekil 4-104: %15 Cu Grubu SEM Fotoğrafları 235
Şekil 4-105: %15 Mg Grubu SEM Fotoğrafları 236
Şekil 4-106: %15 Ti Grubu SEM Fotoğrafları 237
Şekil 4-107: %20 Ag Grubu SEM Fotoğrafları 238
Şekil 4-108: %20 Al Grubu SEM Fotoğrafları 239
Şekil 4-109: %20 Cu Grubu SEM Fotoğrafları 240
Şekil 4-110: %20 Mg Grubu SEM Fotoğrafları 241
Şekil 4-111: %20 Ti Grubu SEM Fotoğrafları 242
Şekil 4-112: %25 Ag Grubu SEM Fotoğrafları 243
Şekil 4-113: %25 Al Grubu SEM Fotoğrafları 244
Şekil 4-114: %25 Cu Grubu SEM Fotoğrafları 245
Şekil 4-115: %25 Mg Grubu SEM Fotoğrafları 246
Şekil 4-116: %25 Ti Grubu SEM Fotoğrafları 247

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

PMMA	:	Poli metil metakrilat
MMA	:	Metil metakrilat
UDMA	:	Üretan dimetakrilat
MPa	:	Megapaskal
Ag	:	Gümüş
Mg	:	Magnezyum
Ti	:	Titanyum
Cu	:	Bakır
Al	:	Alüminyum
SEM	:	Taramalı Elektron Mikroskobu

ÖZET

Türk Y, Metal Tozlarının Polimetilmetakrilat Protez Kaide Maddesinin Termal Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2010.

Polimetilmetakrilat (PMMA), protez kaide maddesi olarak protetik diş hekimliğinde yaygın kullanılmasına rağmen düşük dayanım ve düşük ısı iletkenliği gibi dezavantajları mevcuttur. Bu çalışmada PMMA içerisine %5, %10, %15, %20 ve %25 oranlarda Ag, Mg, Ti, Cu ve Al metal tozları ilavesinin ısı iletkenliği ve diğer bazı özellikler üzerine etkisi araştırılmıştır. Yirmialtı grup altında toplam 416 örnek hazırlanmıştır. Örnekler testler öncesi 37ºC distile suda 28 gün bekletilmiştir. Isı iletkenlik katsayıları ısı debimetre cihazı, eğme dayanımları üç nokta eğme testi, sertlik değerleri shore testi, yoğunluk, porozite ve su emme değerleri Arşimet prensibi ile ölçülmüş ve örnekler elektron mikroskobunda incelenmiştir. Bulgulara göre PMMA'ın ısı iletkenliği Ag, Cu, Al, Mg ve Ti ilavesi ile istatistiksel anlamlı düzeyde artmaktadır. Bu artış metal tozu artışı ile doğru orantılıdır. Eğme dayanımı değerlerinde Ag, Mg, Ti ve Al'nin %5 ve %10 luk grupları, Cu'nun ise %5, %10 ve %15 lik grupları ile kontrol grubu arasında istatistiksel anlamlı bir farklılık bulunmazken daha yüksek yüzdeli gruplarda eğme dayanımı değerleri azalmaktadır. Sertlik değerleri grupların tamamında istatistiksel anlamlı bir farklılık göstermemektedir. Yoğunlukta tüm metallerde %5 ve %10 luk gruplarla istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, daha yüksek yüzdelerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artmaktadır. Porozite ve su emme değerleri grupların tamamında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalmaktadır. Elektron mikroskobu görüntülerinde metal tozları PMMA içinde homojen dağılmış ve metallerle entegrasyonu gözlenmiştir. Sonuç olarak PMMA'a %5 ve %10 oranlarda gümüş, bakır, aluminyum, titanyum veya magnezyum tozlarının ilavesi PMMA'ın ısı iletkenliğini arttırırken, bükülme dayanımı, sertlik ve yoğunluk değerlerinde farklılık olmamakta, porozite ve su emme değerleri azalmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Polimetilmetakrilat, termal özellikler, ısı iletkenliği, metal tozları

ABSTRACT

Turk, Y, Investigation of the Effect of Metal Powders On The Thermal Properties Of Polymethylmethacrylate Denture Base Materials. İstanbul University, Institute of Health Science, Deparment of Prostodontics. Doctoral Thesis, Istanbul, 2010.

Poly methyl methacrylate (PMMA) is widely used in prosthodontics as a denture base material, however it has some disadvantages like low strength, and low thermal conductivity. In this this study the effect of adding powdered Ag, Cu, Al, Mg and Ti in ratios of 5%, %10, %15, 20% and %25 to PMMA on the thermal conductivity and some other properties was investigated. 26 groups and totally 416 specimens were fabricated. The specimens were left in 37ºC distillated water for 28 days. Thermal conductivity values are measured with Heat Flow Meter, flexural strength is measured with 3 point bending test, hardness is measured with shore test, density, porosity and water sorption are measured by means of Archimedes' principle and specimens were investigated in electron microscope. The thermal conductivity value of PMMA is increased significantly with adding Ag, Cu, Al, Mg and Ti. A progressive increase in thermal conductivity is proportional with the increase in concentration of metal fillers. Flexural strength values of control group is not significantly different than flexural strength values of 5% and 10% of Ag, Mg, Ti, Al groups and 5%, 10%, and 15% of Cu groups. There are not any significantly difference in hardness for all the experimental groups. Density is not significantly different for all the 5% and 10% of experimental groups but it is increased significantly in higher ratios. In all groups, porosity and water sorption values are decreased significantly. In electron microscopy images, metal particles dissipated homogeneously and integrated with PMMA. As a conclusion, the addition of 5% and 10% silver, copper, aluminum, titanium and magnesium powder to the PMMA is significantly increased thermal conductivity, is not significantly changed flexural strength, hardness and density and significantly decreased porosity and water sorption values of PMMA.

Key Words: Poly methyl methacrylate, thermal properties, thermal conductivity, metal powders

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırma konusunun tanımı

Polimerler, diş hekimliğinde protetik apareylerin yapımında sıklıkla kullanılan ve tek bir monomer molekülünün birbirini tekrar etmesi ve birbirine bağlanması sonucunda oluşan büyük molekül yapıdaki materyallerdir. Monomerin polimere dönüşümünün gerçekleştiği reaksiyona da polimerizasyon adı verilmektedir (50,53).

Protetik diş hekimliğinde tam ve kısmi dişsizlik vakalarının tedavisinde protez kaide maddesi olarak kullanılan polimer esaslı materyallerin % 95'ini akrilik reçinenin oluşturduğu bildirilmektedir. En yaygın olarak kullanılan akrilik reçine ise poli metil metakrilat (PMMA)'tır (2,11,20,55,118,124,172,194,195,200,201). Bu maddenin polimerizasyonunda çok farklı yöntemler kullanılsa da en yaygın ve geleneksel olan su banyosu içinde ısı ile polimerizasyon yöntemidir (3,11,23,77,91,144). Akrilik reçinelerin özellikleri ilk kullanıldığı 1930'lardan günümüze kadar geliştirilmeye çalışılmasına rağmen hala ideal özelliklere sahip değildir (14). Zayıf özelliklerinden biri olan ısı iletkenliğinin arttırılması için sınırlı sayıda çalışma yapılmıştır (56,138,181) ve yeni çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

PMMA'nın ısı iletkenliği hasta memnuniyeti açısından önemli bir faktördür. Besinlerin sıcaklığı tat algısını etkileyen bir unsur olarak gösterilmektedir (40,146,147,64,225,112). Ağız ortamına alınan besinlerin sıcaklık değerleri 0-70 C° arasında değişmekte ve birkaç saniye içerisinde normal fizyolojik sıcaklığa gelmektedir. Sıcaklık algısı damak mukozası kısmen veya tamamen PMMA protez kaide maddesi ile örtülü olan bireylerde PMMA'nın termal özelliklerine bağlı bir azalma göstermektedir (123,240).

PMMA'ın ısı iletkenliği değerlerinin iyileştirilmesi için maddeye yüksek ısı iletkenliğine sahip çeşitli metal tozları ilave edilebilir. Metal tozlarının ilavesi ile arttırılan ısı iletkenliği değerlerinin yanı sıra maddenin bükülme dayanımı, sertlik, yoğunluk, porozite ve su emme gibi diğer özellikleri de değişmemelidir. Literatürde bu konuda yapılmış çok az çalışma vardır (56,138,181).

1.2. Amaç

Bu çalışmanın amacı;

- çeşitli metal tozları ilavesinin protez kaide polimerinin ısı iletkenlik katsayısı değerlerine olan etkisini,
- çeşitli metal tozları ilavesinin protez kaide polimerinin eğme dayanımı, sertlik, yoğunluk, porozite ve su emme değerlerine olan etkisini,
- çeşitli metal tozları ilave edilmiş protez kaide polimerinin mikroskobik görüntüsünü incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

Polimerler diş hekimliğinde çok geniş bir alanda kullanılan materyallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan aljinat, polieter ve silikon gibi ölçü maddelerinin çoğunluğu polimerlerden oluşur. Seramik doldurucular ile polimerik matriks oluşturan dolgular konservatif tedavide, değişik formları geçici kuron, endodontik kanal dolgu patı, doku düzenleyici ve fissür örtücü olarak birçok alanda kullanılmaktadır (6,26,37,38,43,150). Bütün bu kullanım alanlarının yanında protetik tedavide de, tam ve bölümlü protezlerin yapımında polimerler kullanılmaktadır.

2.1.1. Polimerlerin Yapısı

Birçok ünitenin (mer) oluşturduğu moleküle polimer denir. Oligomer iki, üç veya dört ünitenin oluşturduğu kısa polimerlerdir. Bir ünite polimerin içinde tekrarlayan en küçük kimyasal yapı olarak tanımlanır. Genellikle polimere ismini veren yapıdır (6).

Polimerizasyon terimi küçük molekül ağırlıklı moleküllerin birbirleri ile birleşmek suretiyle büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmasıdır (6,36,209). Polimer, kimyasal olarak ana bir molekülün tekrarlanması sonucunda oluşan zincir olarak tanımlanmaktadır. Tek bir monomerin birbirini tekrar ederek ve birbirine bağlanarak oluşturduğu büyük moleküle polimer ve bu kimyasal reaksiyona da polimerizasyon adı verilmektedir. Materyale polimer denilebilmesi için tekrarlayan monomerlerin sayısının en az yüz olması gerekmektedir. Bu sayı için üst sınır yoktur ve sonsuza kadar devam edebilmektedir (6,36). Polimerizasyon derecesi polimer molekülündeki toplam ünite sayısı olarak tanımlanır.

2.1.2. Moleküler Ağırlık

Moleküler ağırlık polimeri oluşturan toplam ünitelerin ağırlıklarının toplamıdır. Tipik polimer molekülleri binlerden milyonlara kadar sayıları değişen ünitelerden meydana gelebilir. Materyaller değişik büyüklükte moleküllerden meydana gelir, dolayısıyla moleküler ağırlık ortalama moleküler ağırlık olarak tanımlanır. Polimerizasyon esnasındaki koşullar molekül büyüklüklerini etkileyebilir. Bunun sonucunda oluşan materyalin fiziksel özellikleri de etkilenebilir (6,26,38).

2.1.3. Polimerlerin Uzaysal Yapısı

Polimerler üç çeşit uzaysal yapıya sahiptir (6,26,36):

Çizgisel (linear)

Dallara ayrılmış (branched)

Çapraz bağlantılı (cross-linked)

Çizgisel ve dallara ayrılmış moleküller birbirinden ayrık fakat biri diğerine zayıf fiziksel bağlar ile bağlanmıştır. Dolayısıyla ısı verildiğinde bu zayıf fiziksel bağlar birbirinden kopar ve moleküller birbiri üzerinden kayarlar. Sonuçta materyal fiziksel olarak da değişime uğrar, akıcı ve yumuşak kıvama gelir. Materyal soğutulunca fiziksel bağlar tekrar oluşur ve sertleşme meydana gelir. Bu tür işleme tabi olabilen materyallere ‘termoplastik polimerler’ adı verilir. Bu tip polimerlere polisitiren, PMMA ve polivinil akrilikler örnek verilebilir. Termoplastik polimerler genellikle yanıcıdır ve organik eriticilerde erirler (6,38,207).

Çapraz bağlantılı polimerler ağ şeklinde ve makro molekül zincirleri arası oluşan bağlar ile meydana gelir. Çapraz bağlantılar genellikle polimeri meydana getiren monomere ilave edilen bir madde ile yapılır. Çapraz bağlantı ajanı olarak genellikle ‘etilen glikol’ kullanılır. Çapraz bağlantılı polimerler sıvıları daha az absorbe ederler ve genellikle diğer polimerlere oranla daha yüksek derecelerde akışkanlık kazanırlar. Isıtılınca uzaysal yapıları zincirlerin kaymasını engeller dolayısıyla bir yumuşama söz konusu olmaz. Ancak yanma meydana gelir. Bu tür maddelere ‘termoset polimerler’ adı

verilir. Termoset polimerlere örnek olarak silikonlar, bifenol A-Diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA örnek verilebilir (6,36,38,209).

Çapraz bağlanma çizgisel polimerleri birleştirmek ve yan zincirleri köprülemek amacı ile oluşturulur ve sonuçta örgü ve ağ yapıları oluşur. Çapraz bağlanma çizgisel polimerleri birbirine bağlayarak su emilimini, çözünürlülüğü ve dayanıklılığı etkileyebilir. Akrilik dişlerde, yüzey gerilimlerine ve çözücülere karşı çapraz bağlantı kullanılır (6,36,38).

Polimerizasyonların sonunda elde edilen polimerlerin fiziksel özelliklerin, moleküler ağırlığın, çapraz bağlantıların ve zincir dallanmasının önemi büyüktür (6,36,38,209).

2.1.4. Polimerlerin Özellikleri

Zincirlerin kimyasal yapısı, polimerizasyon derecesi, çapraz bağlantılar, plastikleştirici veya dolgu maddeleri, dallanmaların miktarı ve moleküler ağırlık polimerlerin özelliklerini etkiler (6,36,38,209).

Elastomerik ölçü maddeleri gibi polimerlerde ise az sayıda çapraz bağlantılı sarılı zincirler bulunur. Bu tip molekül yapılarının oluşumu maddeye yüksek derecede esneklik vermektedir. Polimerlerin içinde bulunan kristalleşme miktarı da polimerlerin özelliklerini etkilemektedir. Daha çok kristale sahip materyallerin atomları uzaysal yapıda daha düzenlidir. Bu durum materyale daha az kristalize materyallere oranla daha kuvvetli, sert ve daha az su emilimi gibi avantajlar sağlamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan az sayıda materyal kristalin yapısındadır. Çoğu ise uzaysal yapıda düzensiz atom yapısına sahip anlamına gelen amorf yapıdadır. Amorf yapıda bulunan polimerlere camsı polimer denmektedir (6,26).

Polimerlerin iki önemli özelliği erime ısısı (T_m) ve cam geçiş ısısı (T_g)dır. Kristal polimerlerin hem T_m ısısı hem de T_g ısısı mevcut iken amorf polimerlerin yalnızca T_g ısıları mevcuttur. T_g ısısında moleküler düzeyde tüm zincirler hareket eder, bunun sonucunda amorf polimerler, moleküler yapısı, çapraz bağlantılar ya da dallanma derecesine göre kırılgan ve sert yapıdan lastiğimsi yapıya dönüşür (6,209).

Genelde uzun zincirler ve daha yüksek moleküler ağırlık, polimerlerin daha kuvvetli, sert, katı olmasına sebep olur. Moleküler ağırlık T_g' yi etkileyen bir faktördür. Moleküler ağırlık artıkça T_g' de bir artış söz konusu olmaktadır. Bir polimerin ortalama molekül ağırlığının kısa zincirli polimerlerle yada reaksiyona girmemiş monomerler ile düşürülmesi sonucunda T_g değerinde bir düşüş söz konusu olur. Sonuç olarak materyalin fiziksel özelliklerinde de bir düşüş söz konusu olur. Molekül ağırlığı T_g değerinin yanı sıra elastikiyet modülü gibi temel özelliklerde değişikliklere sebep olabilir. Konservatif tedavide kullanılan kompozit reçinelerin sahip olduğu yüksek çapraz bağlantılı matriste zincirler arasında çok sayıda kuvvetli kovalent bağlar bulunur. Bu bağların oluşturduğu rijit makro moleküller çiğneme esnasında oluşan oklüzal kuvvetlere karşı daha dirençli ve sert olabilir (6,26).

Küçük plastikleştirici ve dolgu maddeleri çapraz bağlantılı olmayan polimerlere ilave edildiğinde büyük moleküllerin çevresini sararlar. Çevresi küçük moleküllerle sarılmış olan büyük moleküller bu durumda daha rahat hareket edebilirler, plastikleştirici maddeler bu durumda T_g 'yi düşürür. Cam transisyon ısısındaki düşüş normalde oda sıcaklığında sert olan bir materyalin daha esnek olmasına sebep olur. Dolayısıyla polimerin bulunduğu sıcaklık polimerin kuvvetini etkiler (6,26,209).

2.1.5. Polimerizasyon

Polimerizasyonların çoğu ilave veya kondansasyon tipi bir reaksiyon ile oluşur (36,38):

1. İlave tipi polimerizasyon: İki molekülün birleşerek daha büyük bir üçüncü bir molekül oluşturmasına ilave tip reaksiyon denir Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide polimerleri, serbest köklerin açığa çıktığı ilave polimerizasyon yöntemi ile elde edilir. Bu tür reaksiyonlarda yan ürün oluşmaz. İlave tip polimerizasyon üç şekilde gelişir (6,26,36,209).

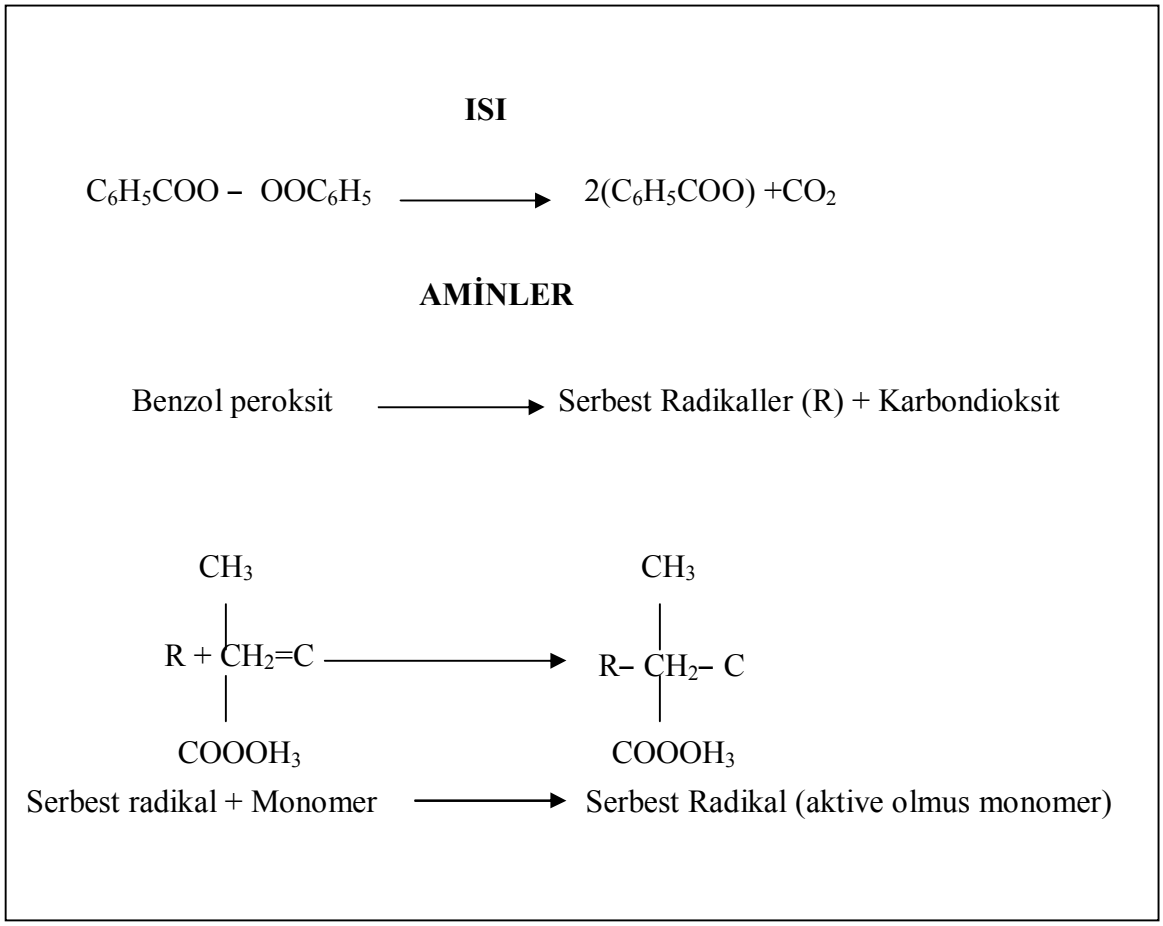
- Serbest köklerin oluşturduğu polimerizasyon
- Halka açılma polimerizasyon
- İyonik polimerizasyon

2. Kondansasyon polimerizasyonu; iki molekül reaksiyona girerek daha büyük üçüncü bir ürün oluştururken küçük moleküllü bir yan ürün daha oluşturur. Diş hekimliğinde kullanılan ölçü maddelerinden kondansasyon tipi silikonların sertleşmesi bu yönteme bir örnek teşkil eder.

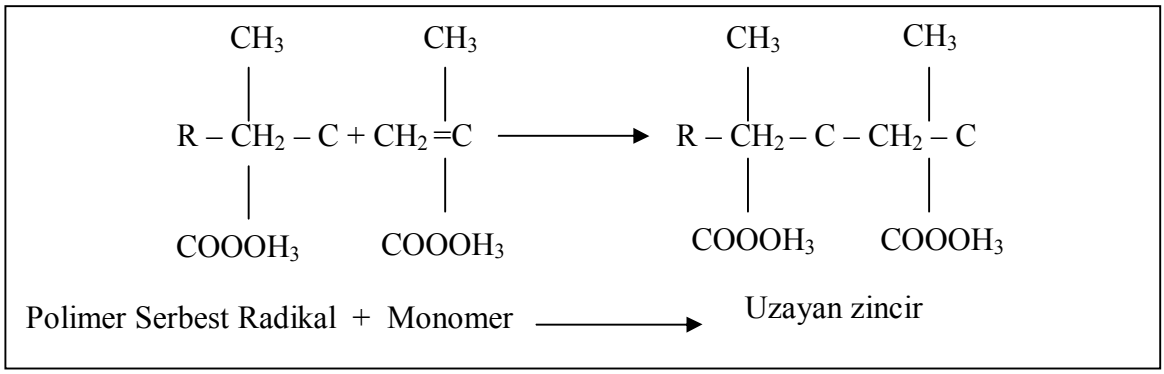
Diş hekimliğinde kullanılan polimerler serbest köklerin açığa çıkması ile ilave tip polimerizasyon yaparlar ve yan ürün oluşmaz. Polimerizasyonda ısı, ışık ve küçük miktarlarda peroksit reaksiyonu hızlandırıcı faktörler olarak kullanılır. Reaksiyon üç safhada oluşur (6,209):

- Başlangıç
- Yayılma
- Sonlanma

Başlangıç safhası, serbest radikallerin meydana gelmesini kapsar. Serbest radikaller polimer zincirlerinin büyümesini sağlayacaktır. Azo birleşikleri veya organik peroksitler başlatıcı olarak kullanılırlar. Benzol peroksit en sık kullanılan başlatıcıdır. Reaksiyon ısı, ışık, kimyasal yada herhangi bir etkenle peroksit bağlarının kırılması sonucunda serbest radikallerin oluşması ve bunların monomer ile reaksiyona girmesiyle başlar (6,26) (Şekil 2-1).



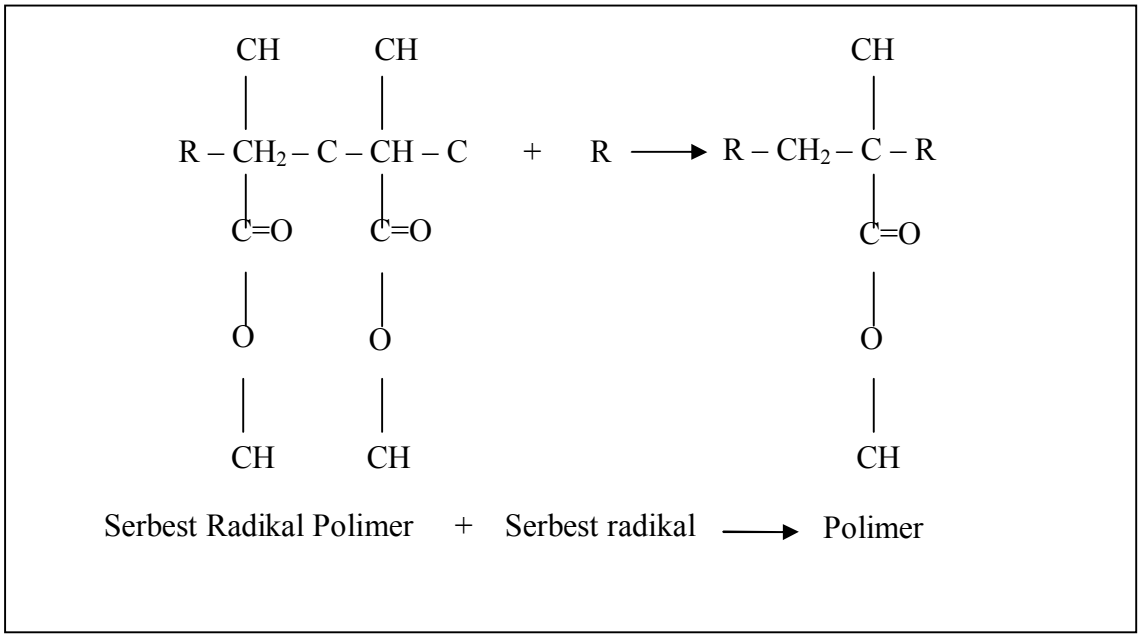
Şekil 2-1: Benzol peroksitten serbest radikalin açığa çıkması (6)



Şekil 2-2: PMMA'nın polimerizasyonu (6)

Yayılma safhasında, başlangıç safhasında meydana gelen serbest radikaller metil metakrilat ile reaksiyona girer ve yeni serbest kökler oluştururlar. Reaksiyon çok yaygınlaşır ve ani ekzotermik olarak devam eder. Zincirler boy olarak büyümektedir (6,36,209) (Şekil 2-2).

Sonlanma safhasında iki büyük zincirin radikalleri kovalent bağ oluşturur. Zincirleme reaksiyon monomer molekülleri polimere dönüşünceye kadar devam eder. Her zaman reaksiyon sonunda bir miktar monomer kalır, ölü polimer zincirleri oluşur ve bunlarda ilave tipi reaksiyon oluşturmaz (Şekil 2-3). Hidrokinon gibi düşük miktarda inhihibitörler raf ömrünün uzatılması için monomerin içerisine koyulur. Hidrokinonlarda serbest radikallerle reaksiyona girerek polimerizasyonun oluşmasını engellerler (6,35,36,38,209).



Şekil 2-3: Polimerizasyonun sonlanması (6)

Bu iki tip polimerizasyon yönteminin dışında başka polimerizasyon şekilleri de vardır (6,36,38). Bunlar;

Kopolimerizasyon : Zincir polimerizasyonu ile oluşan makro moleküller tek bir monomerden meydana gelir. Polimer tek çeşit monomerden meydana geliyorsa bu tip polimere homopolimer denir. Polimerlerin özelliklerini geliştirmek için bazen farklı monomerler yapının başlangıcında ilave edilir. Bu şekilde yapının içerisinde iki yada daha çok sayıda farklı monomer bulunur. Bu tür polimerlere kopolimer adı verilir. Ve bu yapının oluştuğu polimerizasyona da kopolimerizasyon denir.

Kopolimerizasyon sonucu açığa çıkan kopolimer genelde her iki monomerin kendi aralarında oluşturdukları polimerden daha iyi özelliklere sahiptir. Buna örnek vermek gerekirse metilmetakrilat ile az miktarda etil akrilat kopolimerleşerek daha esnek protezler elde edilebilir (6,209).

2.2. Protez Kaide Polimerleri

2.2.1. Protez Kaide Polimerlerinin Sınıflandırılması

Uluslararası standartlara göre protez kaide polimerleri aşağıdaki tip ve sınıflarda kategorize edilirler:

Tip 1: Isı ile polimerize polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Plastik cake

Tip 2: Otopolimerize polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Toz ve likit akıcı tip reçineler

Tip 3: Termoplastik plaka veya toz

Tip 4: Işık ile aktive materyaller

Tip 5: :Mikrodalga ile polimerize olan materyaller (92).

2.2.2. Protez Kaide Maddelerinin Tarihçesi

Protez kaidesi, protezin yumuşak dokulara temas eden kısmıdır. Protez kaideleri, dişlerin dizildiği sert kaide maddeleri olabilirken bazen de daha iyi tutuculuk ve konfor sağlamak için yumuşak astar polimerleri ile astarlanırlar (6,36,209).

Diş hekimliğinde protetik tedavinin gelişimi zamanla bulunan materyallerle ilerleme kaydetmiştir. Geçmişte maden ve ahşap malzemeden oyma sanatının yardımı ile protezler yapılmış ve bu protezlerde yaylar gibi mekanik aletler yardımıyla tutuculuk sağlanmaya çalışılmıştır (144).

Nelson Goodyear 1851 yılında termoplastik malzeme olan sert kauçuğun (vulkanit) protez kaide maddesi olarak kullanılmasını sağlamıştır. Vulkanit'in çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmasının yanında kalıplanma özelliği de istenilen düzeydedir. Ancak koyu rengi ve şeffaflığının az olması dezavantajıdır (144).

1935 yılında ilk akrilik reçine polimeri diş hekimliğine girmiştir. Akrilik reçineler ilk zamanlarda polimerize olmuş plaka formundayken daha sonra toz-likit formunda üretilmiştir. Akrilik reçine (PMMA), yapımı ve tamirinin kolay olmasının yanında görünüş ve renk gibi birçok avantajları bakımından daha iyi sonuçlar verdiği için protetik diş hekimliği pratiğinde en yaygın olarak kullanılan protez kaide maddesi haline gelmiştir. Kullanım alanının % 95 olduğu tahmin edilmektedir (6,26,150,209). Akrilik reçinenin bazı dezavantajlarından dolayı vinil akrilikler, polistiren, epoksi reçineler, polikarbonatlar, polisülfitler, silikonlar, polieterler, poliakrilik asitler, Bisfenol A ve glisidil metakrilatlar (örneğin dimetakrilatlar) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi çok çeşitli polimerler ve farklı polimerizasyon yöntemleri diş hekimliğinde denenmiştir (6,26,36,43,143,144).

Akrilik reçinelerin ağız ortamında fiziksel ve mekanik yönden dayanıklı olması gerekir. Çünkü bu maddeler ağızda çiğneme basınçlarını, kırılmadan ve deforme olmadan iyi bir şekilde karşılayabilmelidirler (36,43,209).

PMMA'nın kullanıma sunulmasından günümüze kadar geçen süre içerisinde fiziksel ve kimyasal özellikleri büyük oranda geliştirilmiş ve ayrıca çapraz-bağlantılı reçineler, oda-sıcaklığında polimerize olan PMMA, fiberle karakterize edilmiş reçineler, radyoopak reçineler, darbe dayanımı yüksek (high-impact) reçineler de kullanıma sunulmuştur (36,43,168,169).

Ancak, bütün gelişmelere karşın ideal protez kaide maddesinin geliştirilmiş olduğu söylenemez (43). Günümüze kadar yumuşak ağız dokularının görünümüne akrilik reçinelerden daha uygun özelliğe sahip başka bir materyal de geliştirilememiştir (144). Tarihten günümüze kadar kullanılan protez kaide maddelei Tablo 2-1'de gösterilmektedir (144).

Tablo 2-1: Protez kaide maddelerinin tarihçesi (144)

M.Ö	8.yüzyıl	18.yüzyıl	19.yüzyıl	20.yüzyıl
Altın	Tahta	Altın kaide(1757)	Vulkanit (1851)	Bakalit (1909)
Kemik		Porselen (1788)	Keoplastic (1856)	Paslanmaz çelik(1921)
Fildişi			Alüminyum(1866)	Kobalt krom(1930)
			Se üloid(1870)	Vinil reçine(1932)
				Akrilik reçine(1935)
				Polivinil akrilik(1939)
				Otopolimerizan akrilik(1947)
				Epoksi reçine(1950)
				Polistiren(1951)
				Naylon(1955)
				Radyoopak akrilik(1964)
				Polikarbonatlar(1967)
				Güçlendirilmiş akrilikler(1967)
				Polisulfon(1981)
				Işıkla sertleşen reçine(1985)
				Saf titanyum(1988)

2.2.3. İdeal Bir Protez Kaide Maddesinden Beklenen Özellikler

İdeal bir protez kaide maddesinden beklenen özellikler aşağıdaki şekildedir:

1. Yüksek gerilim, oransal limit ve yüksek elastikiyet modülüne sahip olmalı, bu şekilde protezin ince hazırlanması gereken bölgelerinde dirençli olmalıdır. Yutkunma ve çiğneme ile tekrarlanan kuvvetlere karşı yeterli yorulma direncine sahip olmalıdır.

2. Kırılmaya karşı dirençli olmalı, çarpma dayanıklılığı yüksek olmalıdır. Protez yere düştüğü zaman kırılmamalıdır.

3. Yeterli sertliğe sahip olmalıdır.

4. Temizleme ve fonksiyon esnasında aşınmaya karşı dirençli olmalıdır.

5. Düşük su emme oranı, yüksek difüzyon katsayısına sahip olmalı ve ağız sıvılarına karşı geçirgenliği az olmalıdır.

6. Toksik, irritan ve allerjen olmamalıdır.

7. Yapay dişler ve protez kaidesi arasında iyi bir kimyasal bağlantı olmalı ve protez yapımında kullanılan diğer materyallerle de iyi bir bağlantı oluşturmalıdır.

8. Parlak, yüzeyi düzgün elde edilebilmeli ve estetiği iyi olmalıdır. İyi estetiğe sahip olması için kaide maddesi ışığı geçirgen olmalıdır. Klinik kullanımı sırasında rengi değişmemelidir.

9. Boyutsal olarak stabil olmalı ve ağız sıvılarında ve dışarıda boyutunu koruyabilmeli ve yüzey detaylarını iyi vermelidir.

10. Hafif olmalıdır.

11. Radyoopak olmalıdır.

12. Yapımı ve manipülasyonu kolay olmalıdır.

13. Ekonomik olmalıdır.

14. Raf ömrü uzun olmalıdır.

15. Kolay temizlenebilmelidir.

16. Şekil ve boyut değişikliğine uğramadan tamiri mümkün olmalı, astarlama ve rebazaj işlemi kolayca yapılabilmelidir.

17. Kullanımı ve temizleme sırasında yumuşamayı ve distorsiyonu önlemek için yeterli yükseklikte cam transisyon sıcaklığına sahip olmalıdır.

18. Yapay dişler ile benzer ısı genleşme katsayısına sahip olmalıdır.

19. Isı iletkenliği iyi olmalı ve hastalar sıcak ve soğuk uyarıları iyi algılayabilmelidir. (6,36,38,43,209).

2.2.4. Akrilik Protez Kaide Maddesi (PMMA)

PMMA, Metil Metakrilattan (MMA) türeyen kimyasal yapısal ünitelerden oluşmuş bir polimerdir (6,36,38).

Diş hekimliğinde PMMA çoğunlukla toz ve likit şeklinde bulunmakta ve kullanılmaktadır. Toz ve likit bileşenleri Tablo 2-2'de gösterilmiştir (6,36,209).

Tablo 2-2: PMMA bileşenleri

Toz	Likit
➢ Polimer veya kopolimer taneleri ➢ Başlatıcı madde (ısı ile polimerize olan akriliklerde) ➢ Renk verici maddeler ➢ Opaklık verici maddeler ➢ Plastiklik verici maddeler ➢ Organik ve inorganik maddeler	➢ Monomer ➢ İnhibitörler ➢ Çapraz bağlantı ajanları ➢ Başlatıcı madde (Otopolimerizan akriliklerde)

2.2.4.1. Toz (Polimer)

Tozun içinde bulunan maddeler;

1. Akrilik polimer ve kopolimer taneleri

Tozun en büyük kısmı çapları 35-200 μm arası değişen düzensiz PMMA ve kopolimer küreciklerinden oluşur ve oda sıcaklığında serbest olarak akabilen yapıdadır (6,38,209).

2. Reaksiyon başlatıcı maddeler

Toz içinde reaksiyon başlatıcı madde olarak % 0.5 oranında benzol peroksit, plastikleştirici olarak da dibutil fitalat bulunur. Bunların yanında sertliği ve ıslanmayı artırmak amacı ile inorganik maddeler bulunur. Akrilik reçine esaslı protez kaide polimerlerinde polimerizasyon benzol peroksitin 60°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda serbest kökler oluşturarak ayrılması (dekompoze olması) ile başlamaktadır (6). Bu serbest köklerden biri monomer molekülü ile reaksiyona girerek yeni bir serbest kök oluşmasını sağlar ve yeni serbest kök diğer bir monomer molekülüne yapışır. Polimerizasyon reaksiyonu zincirleme olarak bu şekilde devam eder. Polimerizasyon reaksiyonu hiçbir zaman tamamlanamaz, kütle içerisinde daima reaksiyona girmemiş bir miktar artık monomer kalmaktadır. Polimerize olmuş akrilik reçine yapısı içerisinde kalan artık monomerin materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini değiştirdiği bildirilmektedir (6,36,38,43,209).

3. Renk verici maddeler

Saf PMMA şeffaf renktedir ve dokuya benzeyen renkleri oluşturmak amacıyla birçok pigment ve boyalar renk verici olarak kullanılmaktadır. Bu pigmentler merkürik sülfit, kadmiyum sülfit, kadmiyum selenit, demir oksit veya karbon siyahıdır. Ancak kadmiyumun toksik özellikleri olduğu gösterilmiştir (26). Protez kaide maddelerinde genel olarak bulunan renklendirici kadmiyum tuzlarıdır. Bu maddelerin iyi renk stabilitesi bulunduğu ve salınan kadmiyumun çok düşük miktarda olduğu görülmüştür (6). Ancak yinede alerjik reaksiyonlara neden oldukları ileri sürülmüş ve yerine demir oksit ve organik pigmentler kullanılmıştır (38,209). Bu pigmentler, materyalin üretimi sırasında gerçekleşen polimerizasyon sırasında polimer tanecikleri içerisine kilitlenmekte veya polimerizasyon sonrasında mekanik yolla polimerlere karıştırılmaktadırlar (35). Çoğunlukla mekanik yolla karıştırma işlemi uygulanmakta ve pigmentin protez içerisindeki eşit olmayan dağılımı ve doğal bir görünüm oluşması sağlanmaktadır. Boyalar da çoğu zaman pigmentler kadar kullanılmaktadır ancak genellikle çok başarılı değildirler çünkü ağız sıvılarının etkisi ile plastikten ağız ortamına salınırlar ve renginde bozulmalar meydana gelebilmektedir. Pigment ve boyalardan başka naylon veya akrilik yapıdaki boyanmış sentetik lifler de ağız mukozasının altında bulunan kılcal damarları taklit etmek amacıyla kullanılmaktadırlar (43,209).

4. Opaklık verici maddeler:

Renk verici ajanlara ilave olarak, çinko veya titanyum oksitleri opaklaştırıcı olarak kullanılmaktadır (28,30,162). Titanyum oksit en yaygın olarak kullanılan maddedir (6,36,209).

5. Plastikleştirici maddeler:

İstenen yüksek molekül ağırlıklı PMMA kürecikleri genellikle monomerde çok yavaş çözündüğünden çözünürlüğü artırmak için dibütil fitalat gibi plastikleştiriciler eklenir. Plastikleştirici miktarı akriliğin ağız sıvılarında bozulmasını önlemek amacı ile %10 oranında olmalıdır (6,36,209).

6. Organik ve inorganik lifler:

Toz komponente cam fiberler, tanecikler veya zirkonyum silikat gibi inorganik partiküller ilave edilebilmektedir. Partiküller çoğunlukla doymamış trietoksisilan gibi bir ıslatma ajanı ile işleme tabi tutularak inorganik partiküller ile reçinelerin ıslanabilirliği ve bağlanması arttırılmaya çalışılmaktadır (6,36,209).

2.2.4.2. Likit (Monomer)

1. Monomer:

Likidin en önemli parçası MMA monomeridir. Berrak renksiz ve düşük viskoziteli bir sıvıdır. Kaynama noktası 100.3 °C.'dir. Oda sıcaklığında uçucudur. Yoğunluğu 20 °C de 0.945 g/ml, polimerleşme ısısı 12.9 kcal/mol'dür. Mükemmel bir çözücüdür (6,150). Saf MMA monomerinin polimerizasyonu esnasında %21'lik bir hacimsel büzülme meydana gelir (6,37,150).

2. İnhibitör maddeler:

Likidin raf ömrünü artırmak için inhibitör maddeler eklenmiştir. İnhibitör olmadığı takdirde oda sıcaklığında veya daha soğuk ortamda bile polimerizasyon meydana gelebilir. Genellikle hidrokinonlardan elde edilen inhibitör, likit içerisinde oluşmuş olan radikallerle hızlı reaksiyona girerek radikalleri stabilize eder. Stabilize radikallerin polimerizasyonu başlatıcı etkisi yoktur (6,150,209). Bu madde eser miktarda hidrokinondur. Likit içerisinde istenmeyen radikallerin oluşmasını

engellemenin diğer bir yolu ise materyali bir teneke kutu veya koyu kahverengi şişede saklamaktır. Görünür ışık veya UV radyasyonu, radikal oluşturan maddeleri aktive edebilir. Işık kaynağını ortadan kaldırmak bu yüzden olumlu bir işlemdir (6,18,26,35,38,150).

Polimerizasyon derecesi oksijen varlığında azalır. Oksijen radikalinin reaksiyona girme oranı az olduğu halde metakrilat ile reaksiyona girerek oksijen içeren bir polimer oluşturabilir. Fakat bu reaksiyonun derecesi oldukça düşüktür (6,18,150).

3. Çapraz bağlantı ajanları:

Likit, akriliğin fiziksel özelliklerini geliştirmek için bazı çapraz bağlantı ajanları içerir. En çok kullanılan madde etilen glikodimetilakrilattır. Akriliğin çatlamalara ve çizilmelere karşı dayanıklılığını artırır (6,18,26,35,38,150).

2.2.5. Akrilik Protez Kaide Maddesinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler

PMMA protez kaide maddesi olarak kullanılmaya başlanması ile bir çok polimerizasyon yöntemi ve akrilik tipi üretilmiştir. Bunlara bağlı olarak akrilik tipleri arasında fiziksel ve mekanik olarak farklılıklar meydana çıkmıştır. Araştırmalardaki amaçlar da zaman azaltılması ve fiziksel ve mekanik özelliklerin optimuma çıkartılması olmuştur. Bu durumda polimerizasyonu başlatma yöntemlerini aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (1,3,4,21,36,209);

1. Isı ile polimerizasyon
    - A) Geleneksel kalıplama yöntemi
        - a) Doldurucusuz akrilikler
        - b) Güçlendirilmiş akrilikler
    - B) Enjeksiyon kalıplama yöntemi
2. Kendi kendine polimerizasyon (otopolimerizasyon)
    - Geleneksel otopolimerizan akrilikler
    - Akıcı akrilikler

3. Görünür ışıkla polimerizasyon
4. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon

2.2.5.1. Isı ile Polimerizasyon Yöntemi

Protez kaide maddelerinin çoğu günümüzde ısı ile polimerize edilmektedir. Birçok araştırmacı kullanımının kolay ve ucuz olması nedeniyle araştırmalarını kliniğe dönük olarak ısı ile polimerizasyon yöntemi üzerine yoğunlaştırmıştır (154,173). Geleneksel kalıplama yönteminde akrilik protez kaide materyalleri genel olarak toz ve likit komponentin üretici firma tarafından bildirilen uygun oranlarda karıştırılması sonucunda likidin fiziksel olarak tozla reaksiyona girmesi ve hamur karışımın elde edilmesiyle hazırlanmaktadır. Bu hamurun muflaya tepilmesinden sonra pres altında basınç uygulanılır. Basınç altında tutulan muflaya su içerisinde dışarıdan ısı verilmek suretiyle polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması sağlanır (6,26,35,38).

Isı ile polimerizasyon yönteminde polimerizasyon reaksiyonu ekzotermik olduğundan polimerizasyon ısısı 74ºC civarında tutulmalıdır (6). Plastik kıvamdaki hamurun sıcaklığı 70 ºC' ye yaklaştıktan sonra muflanın değişik bölgelerindeki ısı, her yerde yaklaşık olarak aynı oranda artmaya devam eder (35). Polimerizasyon işlemi esnasında karbonların çift bağları parçalanarak tek bağ oluşumu meydana gelir ve bu aşamada dışarı enerji çıkışı olmaktadır. Enerji ısıya dönüşür ve sıcaklık artar. Sıcaklık artışı momomerin daha hızlı hareket etmesine neden olur. Bu noktada materyal oldukça akışkan bir hal alır ve benzol peroksit başlatıcının dekompoze olması polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için yeterli derecede hızlıdır (6,35).

Kalıp içerisinde polimerize edilecek materyale uygulanan ısıtma işleminin koşullarının yapısı ve süresi polimerizasyon siklusu olarak tanımlanmaktadır (6,103). Geleneksel olarak kabul edilen polimerizasyon siklusu, akrilik reçinenin ısıtmalı bir su banyosu ünitesi içerisinde 74ºC de 7 saat süre ile polimerize edildiği ve terminal kaynatma (100 ºC de kaynatma) işleminin yapılmadığı uzun ve yavaş-ısılı siklustur (6,18,38,179). Hızlı polimerizasyon yönteminde oda ısısından 100 ºC'ye çıkartılır ve yarım saat kaynatılır (6,18,179). Monomer molekülleri diğer moleküllerden kaynaklanan ısısal şoklar yardımıyla hareket ettirilir ve dışarıdan gelen ısı yardımıyla da

pasif olarak hareket ederler (18). Reçine polimerize oldukça monomer miktarında azalma olur ve ısı arttıkça moleküllerdeki hareketlilik de artarak polimere dönüşüm başlar ve polimerizasyon işlemi devam eder (18,162). Üretici firmalar genellikle bu iki yöntemden birini tavsiye etmektedir (91).

Polimerizasyon sikluslarının birçok varyasyonları bulunmaktadır. Isı ile polimerize olan protez kaide materyallerinin mekanik, fiziksel ve kimyasal özellikleri polimerizasyon işlemi sırasında ısının ve uygulama süresinin değiştirilmesi ile modifiye edilebilmektedir (6,82). Akrilik reçinenin ısıtmalı bir su banyosu içerisinde terminal kaynatma yapılmaksızın 74ºC sıcaklıkta 9 saat süreyle polimerize edildiği durum da uzun ve yavaş ısılı geleneksel polimerizasyon işlemi olarak kabul edilmektedir (6,38). Kontrol edilmeyen ısı artışının neden olduğu monomer kaynaması veya protez kaidesinde porozite oluşumu gibi istenmeyen etkilerin önlenmesi amacıyla bu işlemin kontrollü olarak gerçekleştirilmesi gerekmektedir (6,18). Alternatif bir polimerizasyon işlemi ise, reçinenin 74ºC'de 2 saat süre ile polimerize edilmesinden itibaren suyun sıcaklığının 100ºC ye çıkarılarak 1 saat daha terminal kaynatmanın uygulandığı işlemdir (18). Diğer bir alternatif de 70 ºC'de 7 saat ve 100 ºC'de 3 saat süre ile yapılana polimerizasyondur. Literatürde yapılan çalışmalarda bu son yöntem ile protez kaide maddelerinde en iyi özelliklerin elde edildiği görülmüştür (179).

Enjeksiyonlu kalıplama tekniği ise akriliğin sürekli basınç altında alçı, hidrokolloid veya alçı-silikon kalıplar arasındaki protez boşluğuna enjekte edilmesidir. İlk olarak 1942 yılında Pryor tarafından uygulanan teknik daha sonraları araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Günümüzde bu teknikte 6 atmosfer basınç altında PMMA hamuru enjeksiyon yolu ile özel hazırlanmış muflalar içerisine enjekte edilmekte ve ısı ile polimerize edilmektedir. Bu yöntemin en önemli avantajı polimerizasyon büzülmesinin az olmasından dolayı protezlerde boyutsal değişikliğin az oranda meydana gelmesidir. Ancak özel mufla ve yardımcı enjeksiyon ekipmanı gibi özel araçlar gereksinimi ile birlikte oldukça pahalı bir sistemdir (36,150).

Enjeksiyonla kalıplanmış reçineler basınçla kalıplanmış benzerlerinden daha resilienttir. Enjeksiyonla kalıplanmış reçineler genelde akışkanlık özelliklerini yükseltmek ve kalıp boşluğunu doldurabilmek için daha çok monomer içeriğine ihtiyaç duyarlar. Bu da sıklıkla polimerize olmuş resinde daha fazla reaksiyona girmemiş monomerle sonuçlanır. O halde reaksiyona girmemiş monomer plasticizer olarak görev

görür, polimerize kaide reçinenin resiliensliğini yükseltir. Bir diferansiye scanning kalorimetre derlemesinin sonuçlarına göre enjeksiyonla kalıplanmış Lucitone 199 ve enjeksiyonla kalıplanmış SR-Ivocap resinleri polimerizasyonu takiben daha fazla miktarda reaksiyona girmemiş monomer içerirler. Artmış reaksiyona girmemiş monomer miktarı enjeksiyonla kalıplanmış rezinlerde en düşük seviyedeki resilienslikten sorumludur (151).

2.2.5.2. Kendi Kendine Polimerizasyon Yöntemi (Otopolimerizasyon)

Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine protez kaide maddeleri genellikle oda sıcaklığında (20ºC) veya daha yaygın olarak ılık suda basınçlı tencerede polimerize edilmektedirler (6). Isı enerjisinin başlatıcı madde olan benzol peroksidi dekompoze etmesi yerine kimyasal bir aktivatörün bu işlemi yapması serbest radikallerin oluşumuna yol açmakta; sonuç olarak açığa çıkan serbest radikaller de polimerizasyon reaksiyonunu başlatmaktadırlar (6). Kimyasal aktivatörler de polimerizasyon reaksiyonunun başlamasını sağlayabilirler. Kimyasal olarak aktivasyonda polimerizasyon oda sıcaklığında gerçekleşebilmektedir. Bu nedenle kimyasal olarak aktive olan akrilik reçinelere soğuk akrilik reçineler, kendiliğinden sertleşen reçineler veya otopolimerizan akrilik reçineler adları da verilmektedir. Akıcı tipteki protez reçineleri de bu kategoriye dâhildir (6,26).

Isı enerjisinin uygulandığı polimerizasyon yöntemleri ile kimyasal yolla polimerizasyon yöntemi arasındaki temel fark benzol peroksidin bir kimyasal aktivatör aracılığıyla dekompoze olmasıdır. Polimerizasyon reaksiyonun kalan kısmı ve diğer etkili faktörler benzerdir (6). Monomerin polimerizasyonunun oda ısısında gerçekleşmesi istenildiğinde; peroksit yapının ısıdan başka bir yöntemle dekompoze olabilmesi için likide tersiyer aminler, sülfürik asit gibi kimyasal bir akselaratör ilave edilmektedir. Bu akselaratörler arasında dimetil-para-toluidin ve N,N-dihidroksietil-para-toluidin gibi tersiyer aminler sıklıkla kullanılmaktadır (6,38). Genel olarak kimyasal aktivasyonda ısı ile yapılan aktivasyon kadar yüksek bir polimerizasyon derecesi elde edilememektedir.

Kimyasal yolla polimerize edilmiş reçinelerin bazı belirgin avantajları ve dezavantajları da bulunmaktadır (6,12).

Genel olarak, kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış bir reçinenin polimerizasyon derecesi ısı ile polimerizasyon yöntemlerinin kullanıldığı reçineler kadar tam olmamaktadır. Bu durum, kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış bir akrilik reçine protez kaidesinde daha fazla miktarda reaksiyona girmemiş artık monomerin olduğunu ifade etmektedir. Açık ortamda kimyasal yolla polimerizasyon sırasında havadaki oksijenin serbest radikal polimerizasyonu üzerindeki inhibe edici etkisi nedeniyle kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerin polimerizasyonunun basınçlı tencerede gerçekleştirilmesi önerilmektedir (36). Reaksiyona girmemiş artık monomer esas olarak iki olumsuz etki yaratmaktadır. Bunlardan ilkinde, artık monomer potansiyel doku irritanı olarak rol oynayarak protez kaidesinin biyolojik uyumluluğunu tehlikeye sokmaktadır. İkinci durumda ise, artık monomer plastikleştirici rol oynayarak protez kaidesinin eğme mukavemetinin azalmasına yol açmaktadır (6).

Fiziksel özellikler açısından, kimyasal yolla polimerize edilerek hazırlanmış reçinelerde polimerizasyon derecesinin daha az olması, ısı ile polimerize edilerek hazırlanmış reçinelere göre daha az miktarda büzülme görülmesine neden olmaktadır. Bu nedenle, kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerde daha az boyutsal değişiklik meydana gelmektedir (6,26,38).

2.2.5.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerizasyon Yöntemi

Akrilik reçinenin ısı ile polimerizasyonunda önerilen diğer bir yöntem ise ısı kaynağı olarak ısıtmalı su banyosu yerine mikrodalgaların kullanımıdır. Bu yöntemde özel olarak formüle edilmiş bir reçine ve metal olmayan bir muflanın kullanımı gerekmektedir (1,6,47,127). Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemi ilk olarak Nishii (149) tarafından 1968 yılında bildirilmiştir.

Bu yöntemde magnetron adı verilen bir jeneratör yardımıyla oluşturulan elektromanyetik dalgalardan olan mikrodalgalar megahertz (MHz) frekans aralığında kullanılmaktadır ve tipik olarak ev tipi bir mikrodalga fırını ile 2450 MHz ile 12 cm dalga boyunda dalgalar elde edilmektedir (1,6,23,26,47,127,196). Magnetron ile

oluşturulan mikrodalgalar aynı zamanda mikrodalga enerjisi ile ısıtmanın yapıldığı bölümde bulunan muflaya iletilmektedir. Mikrodalga ışımasına maruz kalan nesne mikrodalgaları bünyesine soğurur (absorbe eder) ve nesne içerisinde anında ısınma başlar. Buna dielektrik ısınma denmektedir. Kondüksiyon (ısı iletimi) ısıtması ile dielektrik ısınma arasındaki esas fark dielektrik ısınmada materyalin içinin ve dışının aynı anda eşit olarak ısınması ve sıcaklığın çok daha hızlı olarak artmasıdır (26). Mikrodalga enerjisi ile ısıtma ısısal iletkenliğe bağlı olmadığından, yüksek ekzotermik ısı oluşmadan ani ısı artışını da içeren çeşitli polimerizasyon siklusları uygulanabilmektedir (6,26,116,165,177,178). Elektromanyetik olarak oluşturulan ve vibrasyon yapan bir alan içerisinde oluşan iç ısıya bağlı olarak monomer molekülleri yaklaşık olarak saniyede 5 milyon kez hareket ederek yön değiştirmektedir (18,26,116,127). Birçok moleküller arası çarpışmaya bağlı olarak ısı oluşmakta ve ısı hızla artarken polimerizasyon reaksiyonu devam etmekte ve kütle içerisindeki monomer miktarı azalmakta, aynı miktardaki enerji giderek azalan miktardaki monomer tarafından absorbe edilmektedir. Bu durumun teorik olarak polimerizasyonun diğer yöntemlere göre daha fazla olmasını sağladığı bildirilmektedir (6,18,23,26,27,120).

Mikrodalgalar metalik nesneler tarafından yansıtıldıkları için, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemlerinde kullanımı fiberle güçlendirilmiş plastikten hazırlanan muflaların kullanımı gerekmektedir (5,26,91,136). Genel olarak, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde yaklaşık olarak ortalama 3 dakika (dk) süren bir polimerizasyon siklusu uygulanmaktadır. Bu yöntemin kısa polimerizasyon süresinin yanı sıra plastik fazın daha kısa sürede oluşturulması, karışımın daha fazla homojen olması, iyi adapte olan protetik materyal sağlanabilmesi, materyalin içinin ve dışının hemen hemen eşit olarak ısıtılması, ısının hızlı artışı, laboratuar işlemlerinin daha temiz bir ortamda sağlanması, daha kullanışlı ekipman gereksinimi gibi diğer avantajları da bulunmaktadır (6,18,91,189,209). Bununla birlikte, bu yöntemde kullanılan plastik muflaların göreceli olarak daha pahalı olması, birden çok tepme işleminden sonra kırılmaya yatkın olmasının yöntemin dezavantajları arasında olduğu bildirilmektedir. Ancak son yıllarda geliştirilen bu sistemde eski yıllarda kullanılan polikarbon vidalar yerine silikon bronzla kaplı metal vidalar kullanılmakta ve muflaların dayanıklılığının daha da arttırılmasına çalışılmaktadır (6,91).

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelerin mekanik özelliklerinin ısı ile polimerize edilerek hazırlanan akrilik reçine protez kaidelerine yakın, daha az veya daha fazla değerler gösterildiğini belirten çalışmalar bildirilmektedir (18,26,120,127,136). Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelerin boyutsal özelliklerinin geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerin boyutsal özelliklerine benzer veya daha üstün olduğu; adaptasyon özelliklerinin (6) ve su emilimin ise benzer olduğu bildirilmektedir. Ayrıca, bu yöntemle polimerize olan reçinelerin sertlik değerlerinin geleneksel ısı ile polimerize olan akrilik reçinelerle benzer sertlik değerleri gösterdiği; porozite oluşumu açısından ise benzer veya daha fazla poröz yapıya sahip oldukları belirtilmektedir (6,18,26,184,209).

2.2.5.4. Görünür Işıkla Polimerizasyon Yöntemi

Görünür ışıkla polimerizasyon yönteminin protez kaide maddelerinin polimerizasyonunda kullanımı 1980'li yılların başlarında tanıtılmıştır (6,35,209). Görünür ışıkla polimerize olan reçinelerin sabit ve hareketli protez yapımında, maksillofasiyal protezlerin yapımında, implantolojide ve ortodontide kullanım alanları bulunmakta ve protez astar materyali olarak, bireysel ölçü kaşıklarının yapımında veya protez kaidelerinin tamirinde yaygın olarak kullanılmaktadır (6,35).

Bu yöntemle polimerize olan akrilik reçine protez kaide materyallerinin kimyasal yapısı PMMA esaslı akrilik reçinelerden farklı olarak daha çok kompozit esaslı restorasyon materyalleri ile benzerlik göstermektedir. Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine materyalinin matriks yapısını esasen üretan dimetakrilat (UDMA) oluşturmaktadır ve reolojik özelliklerin kontrol edilmesi amacıyla matris yapısına düşük miktarda koloidal silika ilave edilmektedir. Aynı zamanda doldurucu partiküller ise materyal polimerize edildiği zaman birbiri içine kenetlenen polimer ağ yapısının parçası haline gelen akrilik taneciklerinden oluşmaktadır (6,35,118,150,154,209).

Görünür ışıkla polimerizasyon yönteminin ısı ile polimerizasyon yöntemine göre klinik uygulamalar açısından sağladığı avantajlar arasında karmaşık polimerizasyon işlemlerinin kullanımını gerektirmemesi ve polimerizasyon işlemi için gereken zamanın oldukça az olması gibi faktörler öne sürülmektedir (6,119,150). Bununla birlikte

kimyasal ve ısısal irritasyonun giderilmesi, MMA monomeri ve artık MMA içermemesi, adaptasyonunun iyi olması, uzun çalışma süresi, kısa polimerizasyon süresi, üstün mekanik özellikler, diğer protez kaidesi reçinelerine iyi bağlanabilme özelliği, kısmi olarak ağız içerisinde veya model üzerinde polimerize edilebilmesi, çalışma özelliklerinin iyi olması, astarlama işlemlerinde kolay düzeltilebilme ve ilave yapılabilmesine olanak tanıması gibi avantajlar sağladığı da bildirilmektedir (6,118,150). Bu materyallerin aktivasyonunu sağlayan ışığın kuvvetini zayıflatabilecek bir protez kaidesine ışınlama yapıldığında polimerizasyon etkinliğinin düşük olabilmesi gibi sınırlamalara da sahip olduğu ayrıca belirtilmektedir (150,209).

2.2.6. Akrilik Protez Kaide Maddelerinin Özellikleri

Diş hekimliğinde araştırmalar sonucu geliştirilmiş yeni maddeler önemli yer tutmaktadır. Maddeler, standart işlemlere bağlı kalınarak birçok klinik testten geçirilerek ve laboratuar araştırmaları sonucu protetik uygulamaya sunulmaktadır.

Protez kaide maddesi olarak günümüzde PMMA yaygın olarak kullanılmaktadır. PMMA ile ilgili yapılmış birçok test ve araştırmaya rağmen maddenin yorulma dayanımı ve darbe dayanımı, boyutsal stabilitesi, su emilimi, abrazyon direnci ve termal özellikleri hala sorgulanmakta ve bu konu ile ilgili araştırmalar yapılmaktadır.

PMMA ‘ın özelliklerini şu başlıklar altında toplayabiliriz (21,33,34,36,37,108, 155,173,198,211,212):

1) Kimyasal ve Biyolojik özellikler
   a) Boyutsal stabilite
   b) Artık monomer

2) Mekanik özellikler
   a) Yorulma dayanımı
   b) Darbe dayanımı
   c) Gerilme dayanımı
   d) Abrazyon direnci
   e) Sertlik
   f) Diğer maddelere adezyonu

3) Maddenin fiziksel özellikleri:

a. Isısal genleşme,
b. Isı iletkenliği, ısı difüzyonu
c. Radyoopasite
d. Özgül ağırlık
e. Su emilimi ve çözünürlük
f. Toksisite
g. Polimerizasyon büzülmesi

2.2.6.1. Kimyasal ve Biyolojik Özellikler

Polimerizasyon iki büyük sebepten dolayı önemlidir (7,19,151,187,193). Birincisi polimerizasyon derecesi protezlerin mekanik ve geometrik özelliklerini etkilemektedir (32,68,170). İkincisi reaksiyona girmemiş monomer insan vücudunda istenmeyen etkiler gösterebilmektedir (42,80,180). Sonuç olarak yüksek yüzde polimerizasyon gösteren resinler önemli klinik avantajlara sahiptir. Bütün akrilik protez kaide maddeleri düşük miktarlarda artık monomer içerirler. Artık monomer zamanla ağız içine salınarak irritasyonlara veya daha ciddi problemlere sebep olabilir (12,13,33,108,190). Akrilik maddesinin artık monomer miktarı gaz sıvı kromatografi ile ölçülür (125). Akrilik içinde kalan artık monomer miktarı protezin kalınlığından ve polimerizasyon yönteminden etkilenir. Bunun sonucunda akrilik reçinelerin boyutsal stabiliteleri de polimerizasyon yöntemlerinden, kalınlıklarından ve protezin şekli ve büyüklüğünden etkilenebilir (174). Otopolimerizan akriliklerin, sıcak akriliklerden daha fazla artık monomer içermeleri daimi protez kaide maddesi olarak kullanılmasını kısıtlamaktadır (26). Monomer buharının solunması, hastada solunum bozukluğuna sebep olarak kalp fonksiyonlarının bozulmasına ve kan basıncının azalmasına sebep olabilir. Monomer sıvı halde iken deri ile temasa geçerse, deri üzerindeki yağları kurutur ve eğer deri üzerinde bir yara söz konusu ise yara kenarından kan dolaşımı içine sızabilir. Laboratuar çalışmalarında bu durumu engellemek için koruyucu giysiler giyilmesi gerekmektedir (108). Austin ve Basker (12,13) polimerizasyon şeklinin kısa

veya uzun süre olmasının akrilik yapının içinde kalan artık monomerin hasta üzerinde hassasiyetini etkilemediğini belirtmiştir.

Protezin ağız dokularına oturan yüzeyinde, ağız ortamının nemli ve sıcak olması sayesinde Candida albicans organizmalarının kolonileşmesi görülebilir. Fakat protez iyi temizlenirse bunlar bir problem teşkil etmezler (26).

Klinik olarak protez kaidesinin ilgili dokularla uyumu kritik önemdedir (164,223). Phoenix'in çalışmasında 6 farklı sık kullanılan kaide rezininin mekanik ve termal özellikleri incelenmiştir (61). Phoenix'in çalışmasında basınçla kalıplanmış Acron MC ve enjeksiyonla kalıplanmış Acron MC resinleri standardize modellere en iyi adaptasyonu göstermiştir. Lucitone Ch, basınçla kalıplanmış Lucitone 199, enjeksiyonla kalıplanmış Lucitone 199 ve SR-Ivocap resinleri aynı derecede adaptasyon gösterememiştir. Bu yüzden mikrodalga resinlerin artmış adaptasyonu potansiyel bir avantaj olarak düşünülmelidir.

2.2.6.2. Mekanik Özellikler

Protez materyallerinin mukavemetini belirlemede çeşitli testler kullanılabilmektedir. En sık kullanılan testler darbe dayanımı (materyalin yüksek düzeyde bir kuvvet veya şoka dayanma kabiliyeti) ve eğme dayanımıdır (materyalin kırılabilmesi veya geri dönüşümsüz eğilmesi için gerekli kuvvet). Hastaların protezlerini düşürüp kırma risklerinden dolayı yüksek darbe dayanımı, istenen bir özelliktir. Yüksek eğilme dayanımı, eğilme modülü ve geniş esneme (yield) noktası aralığı fonksiyon sırasında yüksek torsional kuvvetlerinin karşılanmasına yardımcı olacak ve protezin ömrünü uzatacaktır. Aşağıda verilen ortalama değerlere göre akrilik, esnek ve yumuşak bir maddedir. Fakat kaide uygun kalınlıkta yapıldığında yeterli miktarda dayanım ve rijitlik sağlanır (Tablo 2-3).

Tablo 2-3: Poli metil metakrilat'ın ortalama mekanik özellikleri

Özellik	Değer
Elastik modülü	2.6
Bükülme Dayanımı (MPa)	90
Gerilme Dayanımı (MPa)	55
Yorulma ömrü (siklus) 37˚C'de	479000
Sertlik (VHN)	20
Kırılma Dayanımı	2.53

Ağız içinde yerinden çıkarabilecek birçok kuvvete karşı protezin dayanıklılığını koruması gerekmektedir. Eğme dayanımı, protez kalınlığının karesi ile ilişkilidir ve üç noktadan eğme testleri ile yapılır. Böylece basit çekme ve gerilim testlerinden farklı, ağzı mümkün olduğunca taklit edebilen kuvvetler uygulanmış olur. Proteze gelen yüksek çiğneme kuvvetlerindense, düşük düzeyde yorucu kuvvetler daha zararlıdır. Protez dokulara iyi oturmuyorsa veya kötü tasarlanmışsa, yorgunluğun zararı daha belirgin bir hale gelir. Akrilik maddesinin diğer bir dezavantajı zayıf çarpma dirençleridir. Bu yüzden geliştirilmiş akrilik reçineler piyasaya sürülmüştür. Özellikle çapraz bağlantıların arttırılması sıkıştırma ve eğme dayanımını arttırır (136).

Vickers sertlik derecesine göre, akrilik reçinelerin yumuşaklığı, besinleri çiğnerken veya çeşitli malzemelerle temizliği sırasındaki aşınması kaygı verici unsurlardan birisidir. Akrilik dişlerin veya kaidenin aşınma direnci, uzun bir süre kullanmaya izin verse de böyle bir durumda protez değiştirilmelidir. Aksi takdirde ağız içinde vuruklara veya tekrar eden kırıklara sebep olabilir (27). PMMA 18-20 arasında knoop sertlik numarasına sahip, sert bir reçinedir. Çekme kuvveti 59 MPa ve özgül ağırlığı 1,19 g/ml'dir (6,36,38,209).

PMMA'nın viskoelastik özelliği, kaidenin sabit yük altında gösterdiği davranışla açıklanabilir. Sonuçta, oluşan gerilim sayesinde zamana bağlı olarak ilk elastik dirençten sonra birincil ve ikincil akışkanlık oluşur. Sıcaklığın, stresin, artık monomerin, çapraz bağlantı ajanlarının ve plastikleştirici maddenin artmasıyla ikincil akışkanlığın derecesinin artması sağlanabilir (83, 84, 105).

Ellakwa'ya göre yeni bir protez kaidesinin termal özelliklerini geliştirirken mekanik özelliklerini etkilememek önemlidir. Zappini ve arkadaşları'na (221) göre birçok çalışma protez kaide reçinelerinin darbeye dayalı dayanımını değerlendirmektedir, bu da klinik fonksiyon için iyi bir test değildir. Darbe testleri yükleme durumu ve numune boyutları ve girinti çıkıntı varlığı gibi numune geometrisince etkilenmektedir. Yazarlar yorgunluk testinin daha uygun bir test olduğunu önermektedir. Son çalışmalarda protez kaide rezininin fonksiyon altındaki davranışını anlayabilmek için bükülme dayanımı test edilmektedir.

Protez kaide yapımı sırasında hatalar veya mikroçatlaklar gelişebilir. Dayanım ölçümlerinde bu hata ve defektlerin etkisiyle dayanım verilerinde geniş bir varyasyon oluşabilir. Dayanım sonuçlarındaki varyasyonu tanımlamak için Weibull modülü kullanılır. Düşük değerli Weibull modülü dayanım verilerinde yüksek varyasyonu ifade eder, bu da materyalde daha fazla hata ve defekt ile güvensizlik doğurur (17). Weibull modülü değerleri ayrıca residüel hatalar ve çatlak büyümesinin olası etkileri sebebiyle numunelerin bitim işlemleri ve test çevresinden de etkilenir. Numunelerin bitirilmesi sırasında çeşitli hatalar oluşabilir. Bir çalışmada %10'luk alumina grubu, %5,15 ve 20 grubundan daha yüksek Weibull modülü göstermiştir. Bu grupların örnek değerleri anlamlı olarak etkilenmemiştir, sadece test edilen birkaç örnek etkilenmiştir (56).

PMMA ile metal doldurucuların bağlantısı konusunda yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (56,181). Doldurucu yüzeyinin polimer ve doldurucu bağlantısı için modifiye edilmesi rapor edilmiştir. Asitleme etkisi için metallere fosforik asit veya nitric asit (183), doldurucuların yüzerinde mikron altı bir yüzeysel form oluşturan benzene içindeki %1'lik stearik asit solüsyonu (30) ve silan bağlantı ajanı (157) ile sağlanabilir. Bu ilavelerin rolü tamamıyla net değildir (71,63,160).

2.2.6.3. Fiziksel Özellikler

Akrilik polimerler ağız dokularına en uyumlu polimerdir. Polimerlerin ortalama fiziksel özellikleri Tablo 2-4 'de belirtilmiştir.

Tablo 2-4: Poli metil metakrilat'ın ortalama fiziksel özellikleri

Özellik	Değer
• Özgül ağırlık	1.19
• Camsı geçiş sıcaklığı (˚C)	125
• Isısal iletkenlik (Wm^{-1} k^{-1})	0.20
• Isı difüzyonu (mm^2 S^{-1})	0.12

Polimerin düşük özgül ağırlığı (4,27), üst protezler için avantajdır. Çünkü üst protezlerin yerinden oynamasını kolaylaştıracak yer çekimi kuvveti daha az olacaktır (27).

Protezlerin polimerizasyondan sonra su içerisinde bekletilmeleri gerekmektedir (28,29,161,175,211). Bunun iki nedeni vardır. Birincisi, polimerin içinde kalan artık monomerin su ile yer değiştirmesini sağlamak, ikincisi, oluşacak boyutsal değişiklikleri önceden giderebilmektir. Oluşan boyutsal değişiklik genleşme şeklindedir (74,215). Protezlerde su emilimi akriliğin polimerizasyonu sırasında başlar. Alçı modelden protez içine aradaki izolasyon maddesine rağmen su girişi meydana gelir (175,211,215). Su girişi protezin polisajı sırasında devam eder. Eğer polimerizasyondan sonra protez su içinde bekletilirse, denge durumuna gelinceye kadar su emilimi devam eder. Su emilimi sonucu polimerdeki genleşme, protezin su içerisinde bırakılma zamanına ve suyun sıcaklığına bağlıdır (205,206). Fakat protez yapıldıktan sonra su emilimi sonucu oluşan boyutsal değişiklikler genelde protez ağıza uygulandıktan sonra meydana gelir ve protezin oklüzyonunu ve destek dokulara olan adaptasyonunu etkiler.

Braden (28,29) polimerlerin su emiliminde suyun sıcaklığının önemini belirtmiştir. Suyun sıcaklığı 37,4 °C olduğunda suyun difüzyon katsayısının en üst

düzeyde olacağını, su sıcaklığının oda sıcaklığına düşürüldüğünde, difüzyon katsayısının yarı yarıya azalacağını söylemiştir. ISO standartlarında (92), polimer çalışmalarında, örneklerin su içinde en az 7 gün bekletilmesi önerilmiştir. Fakat Ristic ve Carr (167) geleneksel akrilik reçinelerin su emilimlerinin doyuma ulaşması için 17 gün su içinde bekletilmeleri gerektiğini belirtmiş, Baemmert ve ark (16) bu mantıkla yola çıkarak araştırmalarında akrilik örnekleri 17 gün suda bekletmişlerdir. Fakat Huggett ve ark (83-88) yaptıkları araştırmalarda, tam doyumun 37°C suda 28 gün bekletmekle elde edileceğini söylemiş ve konuyla ilgili araştırmalarında bu süreyi ve su sıcaklığını kullanmıştır. Bu doktora çalışmasında yapılan araştırmalarda da bu mantıkla hareket edilmiş ve protezler polimerizasyondan sonra 28 gün 37°C suda bekletilmiştir.

Akrilik kaidenin su emilim özelliği boyutsal stabilitesi açısından önemlidir (26, 28,29,39,74,85,133,161,167). Polimerin su absorbsiyonu ve desorbsiyonunun teorik prensibi bir difüzyon olayıdır. Braden (28,29) 'a göre su emilimi iki farklı parametre sağlayabilir. Birincisi termodinamik parametre (Co), denge emilimi olarak bilinir, az oranda sıcaklığın durumuna bağlı bir değişkendir. İkincisi difüzyon katsayısıdır. Bu orana bağlı bir değişkendir. Yüksek oranda sıcaklığa bağlıdır.

Protezin yüzeyinde oluşan önemsiz ve küçük çatlakların, protez kaidesi üzerinde zayıflatıcı etkisi vardır. Bunun nedenlerinden biri hastaların protezlerini ağızlarından çıkarttıktan sonra kurumalarına izin vermeleridir. Bunun sonucu protez yüzeyinde gerilim stresleri oluşarak ince çatlaklara yol açabilir. Protezin beyazlama olayına ara sıra rastlanmaktadır (9). Beyazlama, akriliğin yapısındaki değişiklikler sonucu kumsu safha ve matriks safhası arasındaki yansıma indeksinin uyuşmaması sonucu oluşur. Örneğin hastaların geceleri protezlerini sıcak suyun içine koymaları veya protezin tükürük içindeki çözücülere maruz kalması buna neden olabilir (8).

PMMA'nın atomik bileşiğini meydana getiren elementler karbon, hidrojen ve oksijendir. Bu yapılar zayıf radyoopasite gösterirler. Protez kaidesinin X ışınları tarafından görüntülenmesi, hastanın protezi yuttuğu zaman veya bir kaza sonucu kırık bir parçasını yuttuğu zaman önem taşır. Radyolusent akrilik kaide ile ilgili bu problem çözümlenememiştir. Bunun nedeni üretilen maddelerdeki estetik sorunlar ve mekanik özelliklerin yetersiz olmasıdır. Radyoopasite için kullanımı düşünülen inorganik tuzların büyük bir bölümü PMMA ile uyumlu değildir. Sadece baryum sülfat ağırlıkça %8 düzeyinde kullanılabilmiştir. Bu oranın üzerindeki ilave, akriliğin özelliklerini

olumsuz anlamda etkiler. Fakat protezin etkin olarak radyoopasiteye sahip olabilmesi için baryum sülfatın %20 düzeyinde karışıma katılması gerekmektedir (26,33).

Metallerin aksine akrilikler, düşük ısı iletkenliklerine ve difüzyona sahiptirler. Bu bir dezavantajdır. Ağzın, sıcak veya soğuk yiyecekler ve içeceklere karşı refleks reaksiyonu kısmen azalacağından, fizyolojik toleranstan daha sıcak yiyeceklerin ağza alımı sonucu, istenmeyen yaralanmalara veya protezde boyutsal değişikliklere sebep olabilir (52). Maddenin iletkenlik etkinliğini o maddenin ısısal iletkenlik katsayısı etkiler. Maddenin iletkenlik katsayısı (k), ısının (kalori veya joule cinsinden), 1cm kalınlığında ve 1cm² 'lik alana sahip yüzeyden geçerken, sıcaklık farkının 1˚C olduğu zamanki ısı miktarıdır (28, 193) (cal/sec/cm²), (˚C/cm). Fakat ısı difüzyonu (D) zamanı da kapsar. Sıcaklığın protez kaidesinden geçerken harcadığı zaman ve sıcaklık kaybı ısı difüzyonunda etkilidir ve kaidenin kalınlığı ile alakalıdır (135).

Ağız ortamının sıcaklığı normalde 32–37˚C olmasına rağmen, sıcak ve soğuk yiyecekler sonrası bu sıcaklık -5 ve +70 ˚C arasında değişebilir. Protezde boyutsal değişiklik olmaması için kullanılan akriliğin camsı geçiş ısısının bu dereceden fazla olması gerekmektedir (33,83,135,214). Bunun yanında hastaların protezlerini temizlemek veya gece suda beklemek için 100˚C ye yakın sıcaklıkta suyu kullanmamaları gerekmektedir (8, 33).

PMMA'nın camsı geçiş sıcaklığı yaklaşık olarak 125˚C 'dir (83,84,135). PMMA'nın camsı geçiş sıcaklık 125 ˚C olmasına rağmen protezin deformasyonu için bu sıcaklığa ulaşılması şart değildir. Daha düşük sıcaklıklarda protez yumuşamaya başlayabilir. Young modülü düşer, akışkanlık başlayıp deformasyona uğrayabilir (52, 61,83,131,135,214). Otopolimerizan akrilikler düşük camsı geçiş sıcaklıkları nedeniyle (90˚C) sıcaklık artışları karşısında, daha fazla boyutsal değişikliğe uğrarlar (83,135). Isısal özellikler bölüm 2.3'de ayrıntılı olarak anlatılacaktır.

2.3. Akrilik Protez Kaide Maddelerinin Isısal Özellikleri

Gıda olarak kullanılan çeşitli yiyecek ve içecekler farklı sıcaklıklarda tüketilmektedir. Bu yüzden ağız boşluğu değişken sıcaklıklara maruz kalır. Ayrıca bazı diş hekimliği malzemelerinin ekzotermik reaksiyonlarla sertleşmeleri ağızda lokalize sıcaklık artışlarına sebep olabilir (212). Isısal değişimlerin bir başka sonucu da boyutsal

değişimlerdir. Materyaller genelde ısıtılınca genleşir ve soğutulunca büzülürler. Bu durumda akrilik kaidede oluşan sıcaklık değişimleri boyutsal değişikliklere sebep olabilir.

Bir maddenin sıcaklığı termometre veya thermocouplelarla ölçülebilir (44, 139, 145, 217). Yapılan araştırmalarda genelde K-tipi thermocouplelar kullanılmıştır (217, 219). Diş hekimliğinde sıcaklık ölçümlerinin en önemlilerinden bir tanesi dişte kavite açarken ölçülen sıcaklıktır. Çeşitli döner aletler ve frezler nedeniyle dişte oluşan sıcaklıklar çeşitli araştırmalarda ölçülmüştür. Dişte oluşan bu sıcaklıklar diş içine yerleştirilen thermocouplelarla yapılmıştır (29,135).

Genellikle gözden kaçmasına rağmen protez kaide materyallerinin ısı transfer karakteristikleri hasta memnuniyetinin belirlenmesinde önemli bir faktördür. Örneğin besin sıcaklıkları tat algısını anlamlı düzeyde etkilemektedir. (146,147,64,225)

Besinlerin sıcaklıklarındaki sık ve ani değişikliklerden dolayı protez kaide maddesinin termal özellikleri tat almayı önemli ölçüde etkileyebilmektedir, örneğin tat almanın kimyasal algısı, koku, dokunma algısı ve sıcaklık. Kapur ve Fisher'a göre (112) ısı iletkenliği parotis sekresyonlarında önemli bir role sahiptir ki bunun da tat alma duyarlılığında önemli bir rolü vardır (40).

Tam protez kullanan dişsiz hastalarda damak kısmen kaide plağı ile örtülür, damaktaki sıcaklık değişikliklerinin algılanabilmesi protez kaide maddesinin termal özelliklerine bağlıdır. PMMA'ın ısı iletkenliği yaklaşık 0.2 W/min/◦K 'dir, bu da birçok metalinkinden yaklaşık 3 kat daha azdır. Akrilik rezin kaidenin metal kaide maddeleri (altın ve krom kobalt) ile değiştirilmesinin nedenlerinden biri ısı iletkenliğidir (77,78,156,222). Ancak metal kaide kullanımının protezde ağırlaşma, kemik kaybı durumunda besleme yapmanın zorluğu, protez kenarlarının fizyolojik sınırlarının şekillendirilmesinin zorluğu, astarlamanın zorluğu, estetik ve yüksek maliyet gibi dezavantajları vardır (156). Yoshinaka'ya göre damağın örtülmesinin duyu ve çiğneme fonksiyonlarını zayıflattığı rapor edilmiştir (60,81,90,109,224). Duyusal fonksiyonlardan biri olan ısı algısında en önemli taraflardan biri sert damaktır (134). Damağın örtülmesi ısı algısına zarar vermesine rağmen birkaç çalışmada bu konu ele alınmıştır. Bu çalışmada deneysel damak plağının ısı algısına olan etkisi büyüklük tahmini metodu (magnitude estimation method) kullanılarak incelenmiştir (65,66,67,68). Yaşlı insanların dokunma hissi ve dildeki titreşimler açısından gençlerden daha yüksek eşiğe sahip olduğu bildirilmiştir (31,59) ve oral algı sigara

tüketimi ile azalmaktadır (15), bu çalışmada 20'li yaşlardaki sigara içmeyen kişiler seçilmiştir. Bu çalışmaya göre damak plağı ısı algısını azaltmaktadır. Isı algısını 3 faktör etkilemektedir: sıcaklık değişiklik hızı, başlangıç sıcaklığı ve sitimülasyon bölgesi (72,79). Sert damaktaki algı noktası tam protez tarafından genel olarak örtülmektedir, bu sıcaklık algısıyla ilişkilidir ve sert damağın protezle örtülmesi sert damaktaki sıcak ve soğuk algı noktalarına ısı algısının iletimini engellemektedir. Ancak Floystrand ve arkadaşlarına göre protezle damağın örtülmesi azaltıldığında retansiyonda azalma meydana gelmektedir (58). Bu çalışmanın bulgularına göre üst protez ihtiyacı olan hastalar için sert damağın örtülmemiş olarak bırakıldığı ancak implant destekli protezler gibi yeterli retansiyona sahip protezler tercih edilmelidir. Bu çalışmaya göre sert damağın örtülmesi ısı algısını azaltmaktadır.

PMMA'a metal doldurucu ilavesi kompozit bir materyalde protez kaideleri için metal protez kaideleriyle eşleşen düzeyde ısı iletkenliğini arttıracaktır. Bu akrilik protez kaide maddesinin büyük dezavantajlarının (düşük ısı iletkenliği) ve metal kaidelerin yüksek maliyeti, zor yapım aşamaları, bitirme işlemleri ve astarlanmasının güçlüğü dezavantajlarının üstesinden gelir. PMMA'a metal ilavesinin diğer avantajları akrilik resinin ısı genleşme katsayısını düşürmesi (126), pişirme büzülmesini azaltması ve bitmiş protezdeki internal stresleri azaltmasıdır (48). Metal doldurucular ayrıca su emilimini düşürür, böylece akrilik resin protezlerde organik genleşmenin azalmasına yardım eder. Metal dolduruculu protez kaidesi metal ve akrilik rezinlerin avantajlarını kombine etmektedir.

Çeşitli araştırıcılar tarafından geleneksel protez kaide reçinelerine metalik tozlar ilave edilmiştir (56,181). Sehajpal'a göre gümüş, alüminyum ve bakır tozları ısı iletkenliğini modifiye edilmemiş akrilik reçine kıyasla 4.5 kata kadar arttırmıştır. Ellakwa'nın çalışmasında ise %5 alumina ilavesi ısı difüzyonunda %5'lik bir artış sağlarken, yüzdeler %15 ve %20 ye yükseldiğinde ısı difüzyonu artışı kontrol grubuna kıyasla %25 ve %30 artmaktadır. Messersmith'in çalışmasında metal tozu dolduruculara alternatif olarak ısısal olarak iletken seramikler ısı difüzyonunu yükseltmede kullanışlı olarak sunulmuştur. Bu amaçla Sapphire (Al_2O_3), silicon nitrid (Si_3N_4), boron nitrid (BN) ve aluminyum nitrid (AlN) gibi ısısal olarak iletken seramikler kullanılmaktadır. Bu seramiklerin çoğunun ısı iletkenliğinin metallere yakın olduğu ve düşük yoğunluğu sebebiyle kullanıldığı belirtilmektedir. Çalışmada

kullanılan sapphire'in yoğunluğu 3,99 g/cm^3'dir, böylece daha düşük ağırlıkta bir akrilik protez kaide elde edildiği belirtilmektedir (138).

PMMA'ın ısı iletkenliğinin arttırılmasında alüminyum en ideal metallerden biridir. Bu metal ucuz, bol ve açık renktedir (70) Protez kaidesi olarak alüminyum kullanımı bazı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (132,140,46). Alüminyumun biyouyumluluğu Kawahara ve arkadaşlarının (47) çalışmasında da gösterilmiştir. Bu çalışmada alüminyum doldurucular PMMA'ı daha iletken yaparken gerilme dayanımında minimum düzeyde bir azalmaya sebep olmuşlardır. Sehajpal'e göre gümüş, bakır ve alüminyum konsantrasyonu arttığında baskı dayanımında kademeli olarak yükselen bir artış ve gerilme dayanımında ise azalma kaydedilmiştir. Alüminyum doldurucular PMMA'ın radioopasitesinde bir artışa sebep olmamıştır. Gümüş ve bakır materyali radioopak yapma konusunda katkıda bulunmuştur (181).

2.3.1. Geçiş Sıcaklıkları

Bir maddedeki atomlar ve moleküllerin düzeni sıcaklıktan etkilenir. Bunun sonucu ısısal teknikler diş hekimliği malzemelerini anlamak için önemlidir. Polimerler sıcaklık deneylerinde zamana bağlı gösterdikleri reaksiyonlara göre sınıflandırılırlar (22,26). Kısa zamanlı deney sürelerinde madde kırılgan, uzun süreli zaman deneylerinde madde visköz ve akıcı bir hal alabilir. (22,26,33,83,84,135).

Sıcaklık, polimerin yapısında başka bir faktördür. Polimerler çeşitli sıcaklıklar altında sert ve kırılgan, elastik yapıda veya visköz likid şeklinde olabilirler (33, 52, 83, 84, 135).

- Düşük sıcaklıkta ve yüksek frekansta camsı bir yapı gösterirler. Young's Modulus 1–10 GPa arasında ve küçük gerilimlerde kırılma eğilimi gösterirler.
- Yüksek sıcaklıkta ve düşük frekansta polimerler fazla miktarda genleşme gösterirler, fakat kalıcı deformasyon olmayabilir. Young's Modulus 1–10 MPa, plastikimsi bir yapı gösterir.
- Daha yüksek sıcaklıklarda polimerlerde kalıcı deformasyon meydana gelir. Visköz likid gibi hareket ederler. Düşük basınçlarda bile kalıcı deformasyonlar olur.

Akrilik protez kaide maddeleri sıcaklığa maruz bırakıldıklarında boyutsal değişikliklere uğramasının yanında darbe dayanımları da düşer. Bu azalma sıcaklık

artışı ile doğru orantılıdır (197). Oku (144) 1989 yılında yaptığı çalışmada, akrilik protez kaide maddelerinin (23–60°C) karşısındaki darbe dayanımlarını incelemiş ve maddelerin sıcaklık artışına paralel olarak darbe dayanımlarının düştüğünü bulmuştur.

Ortalama bir frekansta ve sıcaklıkta polimerler camsı kırılganlık ile plastikimsi yapı arasında bir hal alırlar. Bu sıcaklık sınırına camsı geçiş sıcaklığı denir (145). Maddenin visko elastik cevabı, enerji dağılımı sayesinde meydana gelir. Polimer Tg sıcaklığına ulaştığı zaman, polimer zincirlerinin termal enerjisi rotasyon ve moleküler hareket yapacak bariyeri aşacak seviyeye gelir (83, 84). Bu maddenin kayıp tanjantı olarak ifade edilir (tan α). Kayıp tanjant, hayali modülün gerçek modüle oranıdır (33, 83).

Diş Hekimliği polimerlerinde camsı geçiş özelliği önemlidir. Protez kaidesi ağız ortamında oluşabilecek sıcaklıklar karşısında rijid yapıda olmalıdır.

Polimerleri karakterize eden iki esas özellik camsı geçiş sıcaklıkları (T_g) ve erime sıcaklıklarıdır. Kristal polimerlerin hem erime dereceleri hem de camsı geçiş ısıları vardır. Amorf polimerler ise yalnızca camsı geçiş sıcaklıklarına sahiptirler (135). Diş hekimliğinde kullanılan polimerler amorf yapıdadırlar ve belirli bir erime dereceleri yoktur. Fakat bu amorf yapılar sıcaklık artışlarında ikinci bir geçişe sahiptirler. Bu sıcaklığa camsı geçiş sıcaklığı (T_g) denir. Bu sıcaklıkta polimerik kütle içindeki zincirler daha serbest şekilde hareket etme yeteneğine sahiptirler. Bu durum polimerik maddenin Tg'nin altındaki sıcaklıklarda kırılgan sert yapı, T_g'nin üzerindeki sıcaklıklarda esnek, kauçuğa benzer bir hal almasını sağlar (33, 83, 84, 135, 145,158).

Camsı geçiş sıcaklığı birçok faktör tarafından etkilenir (26, 36, 204, 205):

1.Rotasyona için gerekli olan enerjiyi arttırmak için polimer zinciri üzerine farklı grupların yerleştirilmesi

2.Molekülün omurgasında birleşik olarak bulunan rijid yapılar (phenylene grup).

3.Zincirler arası ikinci bağlar

4.Çapraz bağlantılar

5.Yan zincirlerin uzunluğu

6.Polimerizasyon derecesi

7.Plastikleştirici madde varlığı

8.Maddenin nem miktarı

9.Moleküler ağırlığı

Polimerizasyon derecesinin artışı yüksek T_g'nin oluşmasına fakat plastikleştirici maddenin varlığı T_g değerinin azalmasına neden olur. Genel anlamda polimerin yapısındaki çapraz bağlantıların veya plastikleştirici moleküllerin varlığı camsı geçiş sıcaklığını etkiler. Plastikleştirici madde polimerin zincirleri arasındaki kuvvetleri azaltarak hareketliliği arttırır ve böylece Tg değerini düşürür (158). Çapraz bağlantı ajanlarının varlığı bunun tam tersidir ve Tg değeri yükselir. Fakat Huggett (84) polimer içerisine farklı oranlarda (%0–20) etilen glikol dimetakrilat ilave ettiğinde Tg değerlerinde azalma saptamıştır. Huggett ve ark (83) TMA kullanarak geleneksel muflalama tekniği ile polimerize edilmiş akriliklerin Tg değerini (~108°C) bulmuştur. Mc Cabe ve Wilson (135) DSC kullanarak bu değerleri 106–112°C arasında bulmuştur.

Huggett ve ark (84) başka bir çalışmada, farklı akrilik tiplerinin Tg değerlerini saptamak için üç farklı yöntem (DSC, TMA, DMTA) kullanmıştır. Kullanılan üç yöntemde de birbirine yakın değerler elde etmiştir. Sonuçta Tg hesaplamalarında ölçüm kolaylığı ve maddelerin tanımlanmasındaki kolaylığı nedeni ile TMA'nın standart Tg saptamalarında kullanılmasını önermişlerdir.

DMTA yöntemi kullanılarak homojen, heterojen ve fiberle güçlendirilmiş PMMA bazlı maddelerin viskoelastik karakterlerini 0,033- 90 Hz frekans aralığında ölçülmüştür. Clarke (33) bu yöntemin kullanım kolaylığı, küçük örnek şekilleri ve geniş frekansta ayarlanabilir olması nedeniyle tavsiye etmektedir.

Amorf polimerler camsı geçiş sıcaklıklarına kadar ısıtıldıklarında maddenin fiziksel özelliklerinde değişme meydana gelir. Maddenin elastiklik modülünde şiddetli bir azalma meydana gelerek esnek bir görünüm alır. Çapraz bağlantıların yokluğunda veya düşük moleküler ağırlığın varlığında madde akıcı sıvı şekline dönüşebilir. Birçok çapraz bağlantı ajanı monomere katılarak polimerin yapısında kullanılır. Çapraz bağlantılar polimerin sıcaklık karşısındaki direncini arttırır fakat oranı %15'i geçmemelidir (159). Ayrıca maddenin geçiş sıcaklığında termal genleşme katsayısında ve ısı kapasitesinde artma meydana gelir (83,135). Isı ile sertleşen akriliklerin polimerizasyonu sırasında, maddenin ekzotermik reaksiyonu ile beraber suyun sıcaklığı bir araya geldiğinde T_g'nin üzerinde bir sıcaklığa erişilmiş olunur. Polimerizasyonun tamamlanması sırasındaki soğumada, akrilik reçine camsı geçiş sıcaklığından geçer. Maksimum sıcaklıktan T_g sıcaklığına indiği zaman madde içerisinde az stres oluşur fakat madde esnek bir durumdadır. T_g'nin altındaki sıcaklıklarda madde rijit ve kırılgan

bir yapı halini alır fakat stresler madde içerisinde farklı derecelerde büzülme gösterecek şekilde yapılanırlar.

Camsı geçiş sıcaklıklarının altındaki değerlerde doğrusal polimerlerde moleküler hareket çok azdır. Zincirler sabit pozisyonda ve hareketsizdirler. Sıcaklık arttığı ve T_g değerine yaklaştığı zaman sabit pozisyondaki zincirler içindeki bölümler vibrasyon yapmaya başlar. Fakat bu zincir grupları gerçek yerlerinden hareket etmezler ve zincirlerin yeniden düzenlenmesi olmaz. Bütün zincirin pozisyonu değişmeden kalır. T_g sıcaklığında zincir içindeki bölümler arasındaki vibrasyon o kadar artar ki bu hareket bütün zincirin konumunu etkiler. Matris içindeki bütün polimer zincirlerinin yerleri değişir (197).

Isı ile şekillenip yumuşayan ve çeşitli özel aletler kullanılarak model üzerine adapte edilen PMMA'lar günümüzde yaygınlaşmaktadır. Bu tür akrilikler genelde geçici kaide plağı, ortodontik aparey, oklüzal splint yapımında kullanılırlar. Bu tür maddelerin gerilim giderme sıcaklıkları vardır. Madde bu sıcaklığa ulaştığında gerilimler ve stresler açığa çıkar ve bu sıcaklıkta bir süre beklendiğinde plastik yumuşak bir hal alır. Bu safhada madde şekillendirildikten sonra yavaş bir şekilde soğutulur (106,107).

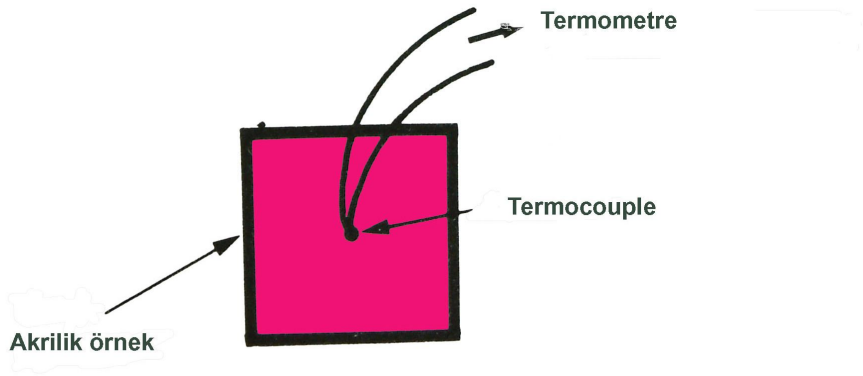
2.3.2. Isı İletkenliği

Isı iletkenliği (K), ısının 1cm ² ' lik bir alan ve 1cm kalınlığındaki bir maddeden geçerken, sıcaklık farkı 1° C olduğunda, kalori veya joule cinsinden miktarıdır (38). Birimi kal/sn/cm^2 (º C/cm) dir. İyi iletkenler yüksek ısı iletim değerlerine sahiptirler. Isı iletimi bir denge özelliği taşır, zira ağızdaki ısısal uyarılar kısa sürelidir. Bu nedenle materyallerin ne şekilde davranacakları hakkında fikir yürütülürken ısı difüzyonu pratik bir anlam taşır. Isı iletkenliği termometreye bağlanmış thermocouple yardımıyla ölçülür.

Isı iletkenliğinin direkt ölçümü, bilinen bir ısı akımında oluşan sıcaklık değişiminin ölçümünü içerir. Sıcaklık değişimi, düzgün bir geometriye sahip örneğin bir yüzüne sıcaklık uygulandıktan sonra diğer tarafından sıcaklığın ölçülmesi ile saptanır. Bu düşünce göz önüne alındığında polimerlerin ısı iletkenliklerinin saptanmasında birçok yöntem ve örnek şekli kullanılmıştır. Bunun nedeni ısı iletkenliğinin ölçülmesi için belirgin bir aletin bulunmamasıdır. Bu yöntemlerin çoğu

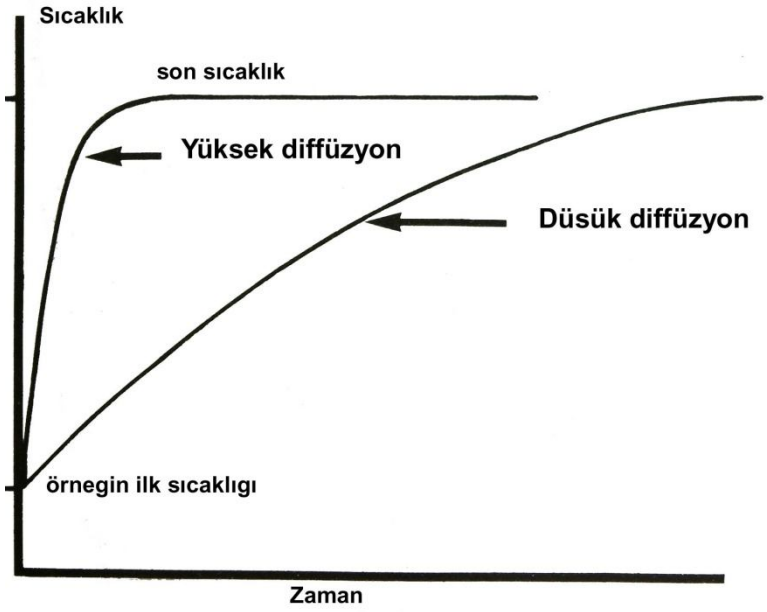
kullanması zor ve özel eğitim gerektiren aletleri kapsamaktadır. En çok kullanılan yöntem AC kalorimetre veya DSC aletlerini modifiye ederek bu parametrenin ölçülebilmesini sağlamaktır (62).

2.3.3. Isı Difüzyonu



Şekil 2-4: Akrilik örneğe thermocouple'ın yerleştirilmesi (McCabe)

Bu özellik maddenin geçici ısılar karşısında nasıl davrandığını belirtir. Isı difüzyonu, içine thermocouple yerleştirilen örneğin sıcak veya soğuk likid içine konulması ile ölçülür. Eğer thermocouple ile ölçülen sıcaklık, örneğin içine yerleştirildiği sıvının sıcaklığına hızla ulaşırsa, bu yüksek difüzyonu belirtir (135) (Şekil 2-6).



Şekil 2-5: Sıcaklık-zaman grafiği (135)

Protez maddelerinin, hastaların sıcak yiyecek veya içecekleri algılaması için yüksek difüzyon ısısına sahip olması istenir. Fakat özellikle akrilik maddesinin yüksek difüzyon değerine sahip olması boyutsal değişikliğin fazla olmasına neden olabilir.

$$D = \frac{K}{Cp \times P}$$

K → Isı iletimi

C_p→ Isı kapasitesi

P → Yoğunluk

Isı difüzyonu ,Δ, ısı iletkenliği (k) ile ilişkili bir materyal özelliğidir ki bir madde içersindeki nonuniform sıcaklığın eşitliğe ulaşması yüzdesinin ölçülmesidir. Isı iletkenliği ve ısı difüzyonu arasında yakın bir ilişki olduğu bilinmektedir. Isı iletkenliği ölçümleri kararlı hal sıcaklık durumu altında yapılmaktadır ve materyalin besin alımı sonucu oral kavitede oluşan geçici sıcaklıklar gibi değişikliklerine karşı (yani ısı difüzyonu) cevap kabiliyetini tam olarak yansıtamayabilir. Protez kaidesinin ısı difüzyonu oral kaviteden altındaki damak dokularına iletilen ısı değişiklerini etkilemektedir. Bu değişiklikler hastanın protezden memnuniyetini etkileyebilir. Protez

kaidesinin ısı difüzyonu geçici ısı akışının ölçümü ile karakterizedir. Literatürde akrilik rezinin ısı transfer özelliklerini yükseltmek için çeşitli girişimler yapılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide maddelerinin ısı iletkenlikleri aynı fakat ısı difüzyonları farklıdır. Bu durum, örnek kalınlığı değiştiği zaman değişikliğe uğramaktadır. Fakat bu farklar çok belirgin farklar değildir. Maddelerin sıcaklık iletim dereceleri incelendiğinde aralarında bir fark olmadığı görülmüştür. Yani Δt bütün akrilik tiplerinde aynıdır. Maddelerin ısı difüzyonları arasında az miktarda fark olmasına rağmen bu durumun değerlendirilmesi gerekmektedir. Maddelerin ısı iletkenliklerinin neredeyse aynı olmasının ana nedeni, aynı moleküler yapıya sahip maddeler olmasından kaynaklanmaktadır. Maddeler arası oluşan ufak iletkenlik farkları maddeler içinde kalan artık monomer miktarı, çapraz bağlantı ajanları, polimerizasyon yöntemleri, plastikleştirici madde miktarı ve moleküler düzeydeki farklılık sonucu oluşabilir. Younson'a göre oral kavitede sıcaklık değişiklikleri dinamik bir yapı göstermekte ve kullanılan materyalin ısı difüzyonu, ısı iletkenliğinden daha önemli bir rol oynayabilmektedir (220). Bir yüzeyde sıcaklık dalgalanması olduğunda materyalin ısı difüzyonu çeşitli derinlik ve sürelerde materyalin büzülmesini veya genleşmesini etkileyebilir. İnsanlar soğutulmuş veya ısıtılmış yiyecek ve içecekler tüketirken ağızda sıcaklık değişimleri gerçekleşmektedir.

2.3.4. Özgül Isı

Isı iletkenliği ile ilişkili bir terimdir. Bir gram plastiğin sıcaklığını 1ºC arttırmak için gerekli ısıdır. Özgül ısı ve yoğunluk oluşturmak için ısı iletkenliği oranı, ayrı maddeler için bir sabittir ve plastikleri etkileyen sıcaklık hızını temsil eder. Bu oranın fazla olması ki bu difüzyon olarak bilinir, madde içine ısı transferinin daha hızlı olmasına sebep olur (38,135).

2.3.5. Isı Genleşme Katsayısı

Çizgisel termal genleşme katsayısı, her derece sıcaklık artışı için nesnenin boyutundaki kesirli artıştır.

$$\propto = \frac{\Delta L / L_0}{\Delta T} {}^{\circ}C^{-1}$$

α → termal genleşme katsayısı

ΔL→ Boydaki değişiklik

L_0 → Orijinal boyut

ΔT→ Sıcaklık farkı

Polimerizasyon sıcaklığı ile oda sıcaklığı veya ağız sıcaklığı arasındaki fark termal genleşme katsayısının önemini ortaya koyar. Plastikler diğer diş hekimliği malzemeleriyle karşılaştırıldığında yüksek termal genleşme katsayısına sahiptirler (71-81x10^{-6} /ºC) (Tablo 2-5) (26).

Tablo 2-5: Maddelerin termal genleşme katsayıları

Madde	Termal genleşme katsayısı (ppm $^{\circ}C^{-1}$)
Mine	11.4
Dentin	8
Akrilik reçine	71–81
Porselen	4
Amalgam	25
Kompozit reçine	25–60
Silikat simanları	10

Cam gibi çeşitli dolgu maddelerinin ilavesi ile termal genleşme katsayısının düşürülmesi mümkündür. Fakat azalma doğrusal olmaz. Protez kaidelerinde termal

genleşme önemlidir. Çünkü oda sıcaklığında model üzerine iyi oturan kaide, ağız sıcaklığında aynı şekilde uyumlu olmayabilir (26).

Maddelerin ısı iletkenlikleri ve ısı genleşme katsayıları farklı olduğunda, sıcaklık uygulandığında maddelerde açığa çıkacak iç stresler farklı boyutsal değişikliklere sebep olur. Bu durum farklı moleküler yapıya sahip maddeler için belirgin düzeydedir. Örneğin polimerler metallerle kıyaslandığında, metallerin ısı iletkenlikleri çok iyidir, buna paralel olarak oluşan termal genleşme çok azdır. Polimerlerde ise ısı iletkenlik değerleri düşüktür. Bu durum madde içindeki sıcaklık akımının yavaş olmasına ve ısının madde içerisinde uzun süreler kalmasına neden olur. Madde içerisinde uzun süre kalan ısı, polimerlerde ısı sonucu oluşan iç streslerin daha fazla açığa çıkmasına neden olur (216).

2.3.6. Isı Deformasyon Derecesi

Plastiklerin sıcaklık karşısındaki boyutsal deformasyona direnme yeteneklerinin ölçümü için örneklerin 1,8 MPa stres ve 0,25 mm mesafe sapması için, çaprazlama şekilde yüklerin uygulanması gerekir. Polivinil akrilikler için ısı deformasyon derecesi 54º-77ºC, PMMA için 71º- 91ºC dir (38). Pryor bu deformasyon sıcaklığını 170°F–212°F arasında olduğunu belirtmiş, Lorton (131) bu sıcaklığı 90ºC olarak saptamıştır. Yapım sonrası protez bu sıcaklıklara değişik şekillerde maruz kalabilir:

1. Protezin polimerizasyonu sonrası tesviye ve polisaj işlemi sırasında
2. Protezin kullanımı sırasında sıcak yiyecek ve içeceklerle temas halinde
3. Astarlama işlemi sırasında
4. İki fazlı polimerizasyon tekniğinde
5. Kırık tamiri sırasında
6. Protez temizlenmesi sırasında

Sıcaklığa maruz kalan polimerize olmuş akrilikte hapis olarak kalan stresler açığa çıkarak kalıcı deformasyona neden olabilirler (107,131,135,212,213,214,163). Protez içindeki streslerin nicel olarak tayini aşağıdaki denklemle saptanabilir:

$$\propto r(T_g - T_a) - \propto c(T_g - T_a)$$

$$Stress = K[\Delta \propto](T_g - T_a)$$

$\alpha R \rightarrow$ Akrilik reçinenin termal genleşme katsayısı

$\alpha C \rightarrow$ Modelin termal genleşme katsayısı

$\Delta\alpha \rightarrow$ Akrilik ile model arasındaki genleşme katsayısı farkı

$T_a \rightarrow$ Mevcut sıcaklık

$T_g \rightarrow$ Camsı geçiş sıcaklığı

Komiyama ve Kawara (121)' nın 1998 yılında sıcak akriliklerle ve düz dumbel şeklindeki örneklerle yaptığı çalışmada, polimerizasyondan sonra protez içinde hapis olup kalan iç stresleri nicel olarak ölçmüşlerdir. Örnekler içine thermocouple ve strain gaugeler yerleştirerek sıcaklık ve birim şekil değiştirmeyi ölçmüşlerdir. Sonuçta örneklerin polimerizasyonu sırasında genleşme, polimerizasyondan sonra büzülme tespit etmişlerdir. Muflanın soğuması tamamlandıktan sonra, mufladan protezlerin çıkarılmasının, en az 1 gün sonra yapılması gerektiğini, böylece protezde oluşabilecek deformasyon riskinin en aza indirilmiş olacağı sonucuna varmışlardır.

Protezin yapımından sonraki kullanımında, camsı geçiş sıcaklığından daha yüksek sıcaklıklara maruz kalmaması istenir (214). Böyle bir durumda Woelfel ve Paffenbarger (213) oluşan deformasyonun miktarını tespit etmiş ve bu durumun hasta memnuniyeti üstüne etkisini gözlemlemişlerdir. Uzun süre tam protez kullanan bir hastaya ideal özelliklere sahip bir üst tam protez yapmışlardır. Daha sonra bu protezi çeşitli kereler sıcak su içinde bekleterek posterior bölgede, kenar-kenar arası oluşan boyutsal değişiklikleri hesaplamışlardır. Sonuçta posterior bölgede oluşan boyutsal değişiklik 0,5 mm olduğunda, hastanın protezini rahat bir şekilde kullandığını fakat bu boyutsal değişiklik 0,9 mm' ye çıktığında protezin dokular üzerine tan oturmayıp hastada rahatsızlık yarattığını saptamışlardır.

T_g'nin maddenin boyutsal değişikliği üzerine iki belirgin etkisi vardır:

1. Protezin yapımı sırasında oluşmuş iç streslerin serbestlenmesi sonucu boyutsal değişiklik oluşma olasılığı. Isı ile polimerize olan akrilikler için bu stresler maddenin camsı geçiş sıcaklığına bağlıdır.

2. Eğer protezin sıcaklığı, sıcak yiyecek ve içeceklerle veya temizlenmesi sırasında camsı geçiş sıcaklığına yaklaşırsa, moleküler düzeyde yeniden düzenlenme sonucu bir deformasyon oluşabilir.

İkinci durumda sıcaklık arttığı zaman herhangi bir kuvvet uygulanması sonucu deformasyon daha da artabilir. Isı ile polimerize olan akriliklerde iç stresler protezin içinde muflanın soğutulması sırasında birikirler. Oluşan stres miktarı yukarıda verilen denklem sayesinde hesaplanabilir.

Soğuk akriliklerde polimerizasyon camsı geçiş sıcaklığından daha aşağıya çekildiği için verilen denklemin yeniden düzenlenmesi gerekmektedir. Eğer denklemdeki T_g'nin yerine T_c (sertleşme sıcaklığı) konursa termal büzülmeye neden olan iç gerilim değerleri hesaplanabilir.

Oluşan bu iç stresleri açığa çıkartmak için üç yöntem önerilmiştir (152,153,163):

1. Protezlerin sıcak su içerisinde bekletilmesi
2. Protezlerin kimyasal maddeler içerisinde bekletilmesi
3. Protezlerin polarize ışığa maruz bırakılması

Pryor (163) yaptığı çalışmada protezde oluşan iç stresleri açığa çıkarmak için önerdiği üç yöntemi kullanmıştır. İlk olarak farklı protez kaide maddelerini 160°F, 180°F, 200°F ve 212°F sıcaklıkta, su içerisinde, beşer dakika bekleterek kaide maddesinde oluşan deformasyonu gözlemlemiştir. Daha sonra, farklı şekillerde polimerize ettiği dişli ve dişleri olmayan protezleri, kimyasal madde içerisinde (alkol) 5 dakika ve 15 dakika bekletmiştir. Bu süreler sonucunda protezlerde oluşan deformasyonu gözlemlemiştir. Üçüncü olarak protezleri polarize ışığa maruz bırakmıştır. Sonuçta protezde oluşan iç stresleri açığa çıkarmak için sıcaklık testinin en güvenilir metot olduğu sonucuna varmıştır.

Osborne (152) iç streslerin neden olduğu deformasyonu saptamak için Pryor (163)' ın önerdiği yöntemi kullanmış ve porselen dişlerin akrilik dişlere oranla protezde daha fazla deformasyona neden olduğunu söylemiştir. Protezde oluşan iç stresler dişlerin bulunduğu bölgede birikirler. Protezin içine herhangi bir yabancı madde girdiğinde stres oluşumu bu yabancı madde etrafında artar (153).

Woelfel ve ark (183) tam protezlerin kurutulması, su içinde bekletilmesi ve genel sıcaklık artışlarında oluşan boyutsal değişikliklerle ilgili araştırma yapmışlardır. 12 set ince ve 12 set kalın üst ve alt protez 8 tip akrilik reçine, bir polystrene, bir vinyl-akrilik kopolimeri, bir epoksi reçine, bir sert kauçuk kullanılarak yapılmıştır.

Araştırmada A) örnekler 23ºC' de 12–35 ay bekletilmiş, B) 3 hafta desikatörde kurutulmuş, C) 37ºC' de su içinde 3 hafta bekletilmiş, D) 50–100ºC arası 10ºC aralıklarla 30'ar dakika su içinde bekletilmiştir. Sonuçta sıcaklık karşısında protezde oluşan boyutsal değişikliğin 80–90ºC' de başladığını belirtmişlerdir. Ayrıca alt protezlerde üst protezlere nazaran daha fazla iç stressin açığa çıktığını ve sıcaklık karşısında ince protezlerin kalın protezlere nazaran daha fazla boyutsal değişikliğe uğradığını söylemişlerdir. Woelfel (214)'in yaptığı araştırmaya göre sıcaklıklar karşısında oluşan deformasyonlar aşağıdaki gibi oluşmuştur:

1. 50–60ºC arası sıcaklıkta alt ince protezlerde iç stresler açığa çıkmaya başlamıştır.

2. 60–70ºC arası sıcaklıkta kalın üst ve alt protezlerde iç stresler açığa çıkmaya başlamıştır.

3. 70–80ºC arası sıcaklıkta ince üst protezlerde iç stresler açığa çıkmaya başlamıştır.

Yapılan 48 protezden 26' sında 80–90º C arasında, 9 protezde 60–70ºC arasında, 8 protezde 70–80°C arasında ve 4 protezde 90–100ºC arasında iç stresler açığa çıkmaya başlamıştır.

2.4. Isı İletkenliği ve Isı Difüzyonu Tesbit Yöntemleri

Isı iletkenliği ve ısı difüzyonunun tesbitinde literatürde çok çeşitli yöntemler vardır. Isı iletkenliği için sıcak plaka ve ısı debimetre teknikleri geniş ve kalın örneklerde uygundurlar (5,95,96). Bu metotlarda test süresi, termal denge gereksinimi ve örnekteki ısı değişiminin yüksekliği sebebiyle uzun olabilir (24 saate kadar). Buna ilaveten bu kararlı hal metotları erimiş polimerleri test etmek için uygun değildirler ve uzun test süresi boyunca termal denge için bozulma olasılığı vardır. Isı iletkenliği ve ısı difüzyonu için geçici yüzey kaynağı (69,97), sıcaklık dalga analizi (75,141,142,94) lazer flash (76,93) ve line-source probe gibi metotlar (20,46,129) geçici veya kararlı olmayan hal teknikleridir. Test süreleri göreceli olarak kısadır, küçük örnekler de ölçülebilir ve film, levha, kalıp gibi şekil verilmiş ürünler test edilebilir. Gerçekten de örnek geometrisi teknik seçimini etkiler. Ayrıca geçici teknikler bazı avantajlara da

sahiptir, örneğin geçici yüzey kaynağının ısı iletkenliği, ısı difüzyonu ve bu özelliklerin anizotropi'sini (yönlere bağımlılık) tespit edebildiği bildirilmiştir.(97)

Bazı geçici teknikler son zamanlarda ISO standartları içinde görülmüştür (93, 94, 97). Ancak plastik materyaller için bu metotlardan elde edilen bilgilerin kıyaslanabilirliği çok iyi bilinmemektedir. Nunes dos Santos (51), çeşitli polimerler için lazer flash ve sıcak tel tekniklerini kullanarak elde ettiği sonuçları kıyaslamıştır. PMMA için iki metot arasında ısı difüzyonu değerlerinde %20'nin üzerinde, ısı iletkenliği değerlerinde de %10'un üzerinde değişiklik görmüştür. Ancak ısı iletkenliğinde iki faktörden biri için anlamlı farklılık tesbit edilmiştir. Sombatsompop ve Wood'a (191) göre polimerlerin ısı iletkenliği yoğunluk, moleküler yapı, kristal yapı ve polimerlerin termal hikayesinden etkilenir, bu da metotların kıyaslanabilmesini komplike kılar, örneğin örnek hazırlanmasındaki farklılıklar termal özellikleri etkileyebilir. Ayrıca ölçümlerin tekrarlanabilirliği materyal ve test durumuna bağlı bulunmuştur. Dawson ve arkadaşları (46) ve Urquhart ve arkadaşları (199) polietilenin erime ve solid fazlar boyunca line-source probe ölçümlerinin tekrarlanabilirliğini ±%16 nın üzerinde rapor etmişlerdir, ancak likit polimerler için ±%1.4 anlamlı düzeyde düşüktür (%95 güvenilirlik düzeyinde). Bu çalışmada kullanılan geçici teknikler için belirsizlik %10'un üzerinde, tekrarlanabilme ise %6'nın üzerinde rapor edilmiştir.

Çeşitli tekniklerin kıyaslanmasında ısı difüzyonu değerlerinden ısı iletkenliği değerlerinin hesaplanabilmesi için materyalin spesifik ısı kapasitesi ve yoğunluk değerleri ölçülmüştür.

Rides çalışmasında (166) çeşitli geçici ısı iletkenliği ve ısı difüzyonu tekniklerinin tekrarlanabilirliğini araştırmıştır. Bunlardan bazıları ISO 22007 bölüm 1-4 tarafından kapsanırken, bazıları da ileride bu standartlara dahil olabilecektir (94,96, 97,142).

Kıyaslamada iki PMMA materyali baz alınmıştır, bunlardan biri döküm yaprak (cast sheet) formunda, diğeri de kalıptan çekilmiş yaprak (extruded sheet) formundadır. Döküm yaprak 2 mm kalınlığındaki Sumipex 000'dır. Ayrımlı scanning kalorimetre (DSC) ile ölçülen cam transisyon aralığı 10 ˚C ısıtılarak yaklaşık 100 ile 130 ˚C arasındadır. Polimer 220 ˚C'nin üzerine düşürülür. Kalıptan çekilmiş PMMA'da ise cam transisyon aralığı yaklaşık 90 ile 130 ˚C arasındadır. Bu materyal için die proses sıcaklığı 220 ile 240 ˚C arasındadır, ayrışma 280 ˚C'nin üzerinde başlar, ama 240 ˚C'in altında tutulması önerilir (166).

2.4.1. Sınıflandırma

Isı iletkenliği ve ısı difüzyonu:

Geçici yüzey kaynağı methodu – Sıcak Disk

Isı difüzyonu:

Sıcaklık dalga analizi

Lazer flash

Isı iletkenliği:

Transient line-source metot (İğne probe tekniği)

Heat Flow Meter

Sıcaklık dalga analizi, lazer flash ve sıcak disk ölçümleri için ısı iletkenliği ve ısı difüzyonu standartları için ISO/DIS 22007 bölüm 2–4 kullanılmıştır.

Spesifik ısı kapasitesi (Cp) için ayrımlı scanning kalorimetre ölçümleri kullanılmıştır. Isı kapasitesi değerleri ayrıca sıcak disk metodu kullanılarak da ölçülebilir ki bu ısı iletkenliği ve ısı difüzyonunu ayrı ayrı belirler, burdan ısı kapasitesi hacmi, yoğunluk ve ısı kapasitesi hesaplanır. Yoğunluk değerleri için Arşimet prensipleri, kütle ve uzunluk ölçümleri kullanılabilir Sıcaklığa bağımlı yoğunluk için linear termal genleşme ölçümleri uygulanır.

2.4.2. Transient Plane-Source – Hot Disk

Geçici yüzey kaynağı ve sıcak disk metodunda ısı kaynağı ve sıcaklık sensoru olarak görev yapan çift telli spiral formda ince bir resistant madde kullanılır. Madde aynı materyalin iki düzlemsel örneği arasında sıkıştırılır. Maddeye bilinen miktarda bir elektrik gücü uygulanır ve sıcaklıktaki artışa bağlı fonksiyon zamanındaki rezistansdaki değişiklikler kaydedilir. Bundan ısı iletkenliği ve ısı difüzyonu belirlenebilir, ve örneğin içinden geçen sıcaklığın penetrasyon derinliği belirlenir. Metot ısı iletkenliği ve ısı difüzyonunun anisotropisinin tespiti için kullanılabilir (ISO/DIS 22007-2) (69,97).

2.4.3. Sıcaklık Dalga Analizi

Sıcaklık dalga analizi ısı difüzyonu ölçümü için filmlerin kalınlığı yönünde veya örneklerin ince bölümlerinde kullanılır (75,94,141,142). Polimerlerin termal özelliklerinin ölçümü katı veya erimiş hallerinde yapılabilir. Örnekler tipik olarak 1 µm – 1 mm kalınlığında ve 10 mm×10 mm boyutlarındadır. Tekniğin prensibi iki faz lock-in amplifikatör kullanılarak örnek içerisinden geçen salınan bir sıcaklık dalgasının faz kaymasının ölçümüdür. Sıcaklık dalgası elektriksel dirençler (resistant) tarafından oluşturulur ve hissedilir, örneğin karşıt tarafları püskürtme (sputter) ile kaplanır, bir taraftaki direnç elemanı ısıtıcı, karşıt taraftaki sensor olarak görev alır. Isı difüzyonu örnek içinden geçen sıcaklık dalgasının faz kaymasından hesaplanır.

Örnek kalınlığı sıcaklık dalga analizi metodunun kullanılabilmesi için azaltılmalıdır. Bu, ısı difüzyonundan bağımsız olarak mikroyapı üzerindeki potansiyel etki hakkında bilgi verir, eğer mikro yapı boyunca değişken bir kalınlık varsa orjinal örneklerin küçük bir bölümünün kalınlığı tespit edilir (94).

2.4.4. Lazer Flash

Lazer flash metodunun prensibi kısa enerji sinyali kullanarak örneğin ön yüzünü ışınlamaktır. Bu sinyal tipik olarak bir lazerle sağlanır ve infra-red detector kullanılarak örneğin arka yüzündeki sıcaklık artışı kaydedilir. Arka yüzün sıcaklık-zaman eğrisinin formundan ve örnek kalınlığından örneğin ısı difüzyonu tespit edilebilir. Örnekler tipik olarak 10-20 mm çapında 1-3 mm kalınlığındadır. PMMA örneklerin transparan yapısından dolayı test öncesi, ön ve arka yüzdeki (sırasıyla) absorpsiyon ve emisyonu sağlamak için kaplanması gerekir: bunun için çalışmalarda gümüş boya ve graphite kullanılmıştır (76,93).

2.4.5. Transient Line Source (İğne probe tekniği)

Transient line source probe teknik –iğne probe teknik olarak da bilinir- sıcak tel metodunun gelişmişidir ve plastiklerin erimiş ve katı hallerinin test edilmesinde uygundur (10,129). Linear heating element (çizgisel ısıtma elemanı) ve thermocouple

bir iğne formunda ve bir muhafaza içinde korunaklıdır, tipik olarak 50-100 mm uzunluğunda ve 1,5-2 mm çapındadır. Isıtma elemanı, thermocouple ile birlikte orta pozisyonda iğne boyunca durur. Probe örnek içine batırılır ve sıcaklık istenen sıcaklığa dengeye gelene kadar tutulur. Sonra bilinen miktarda enerji çizgisel ısıtma elemanı tarafından yayılır, bir sure için direnç ısıtıcı üzerinde bir gerilim uygulayarak elde edilir, sonuç olarak bir sıcak hava dalgası örnek içine ve örnek boyunca radial (çapsal) olarak yayılır. Isı iletkenliği probe'daki zamana bağlı sıcaklık değişimlerinden tespit edilir: düşük ısı iletkenliğine sahip bir örnekle kıyaslandığında yüksek ısı iletkenliğine sahip bir test örneğinde probe'dan daha hızlı bir ısı transferi olurken, probe'da zamana bağlı daha az sıcaklık artışı oluşur. Finite probe boyutları, son etkileri ve diğer linear olmayan durumlardan dolayı probe ısı iletkenliği bilinen bir referans materyale karşı kalibre edilmelidir (10).

2.4.6. Isı Akışı Ölçümü (Heat Flow Meter)

Heat Flow Meter metodunun (Isı akışı ölçümü-ısı debimetre) prensibi guarded hot plate tekniğinin bir varyasyonudur ve biri sıcak biri soğuk iki plaka arasına yerleştirilen örneğin içinden geçen ısı akışını ölçmek için bir ısı akışı dönüştürücü kullanılır. Bu method yarı kararlı durum hali tipindedir, bu nedenle alet ve örnek ölçüm yapılmadan önce termal dengeye ulaşmalıdır. Isı akışı ölçümlerinden, örnekten geçen sıcaklık değişimlerinden ve örnek kalınlığından ısı iletkenliği tespit edilebilir. Bu metot kıyaslamalı bir metoddur, bu yüzden alet ısı iletkenliği bilinen bir örnek kullanılarak kalibre edilebilir (5).

Rides'ın çalışmasına göre (166) döküm materyaller için ısı iletkenliği sonuçları varyasyonu belirli sıcaklık için yaklaşık %±7 aralığındadır, maksimum varyasyon 30˚C civarında gerçekleşir. Sadece transient line-source probe verisi cam transisyon sıcaklığından (Tg) yüksek elde edilmiştir ve sıcaklık artışında göreceli sabit bir sıcaklık artışı gösterir. Tg altında Hot disk metoduyla elde edilen veri transient line-source probe ve ısı debimetre metotlarından belirgin olarak yüksektir, bu yaklaşık olarak %6 seviyesindedir. Isı iletkenliğinde sıcaklığın etkisi küçüktür, bu sonuçlara göre test sıcaklığı aralığının üzerinde küçük varyasyon vardır: herhangi bir sistematik varyasyon metodun tekrarlanabilirliği ile maskelenir. Isı difüzyonu için sıcaklık dalga analizi,

laser flash ve sıcak disk methodları sonuç verir, bu belirli bir sıcaklıkta yaklaşık %±9 aralığındadır, maksimum varyasyon ise 30˚C civarında gerçekleşir. Tüm termal difüzyon verileri sıcaklık yükselmesi ile değer olarak belirgin bir düşüş gösteren geçici methodlarla direkt olarak ölçülebilir.

Çekilmiş PMMA materyalinden elde edilen sonuçlar benzer büyüklüklerde olup döküm PMMA'daki sonuçlara benzemektedir. Isı iletkenliği sonuçları %±7'nin üzerinde varyasyona sahipken, ısı difüzyonu sonuçları %±4'ün üzerindedir. Birçok durumda ölçülen ısı iletkenliği ve ısı difüzyonu değerlerindeki değişiklikler %95'lik güvenlik düzeyinde metotların tekrarlanabilirliği için kıyaslanabilir.

Isı iletkenliği λ, Eq kullanılarak aynı sıcaklık derecesinde örneğin ısı difüzyonu α, spesifik ısı kapasitesi Cp ve yoğunluk ρ değerleri bilinerek hesaplanabilir.

$$\lambda = \rho \, Cp \, \alpha$$

Bu dönüştürmeyi yapmak için direkt ölçülen ısı iletkenliği sonuçları ısı difüzyonu sonuçlarıyla kıyaslandığından bu kıyaslamanın bir parçası olarak spesifik ısı kapasitesi ve yoğunluk ölçümleri de yapılmalıdır. İki materyal de benzer davranışlar göstermiştir, sıcaklık artışı ile birlikte artan Cp değerleri gibi. Ancak döküm materyal örnek üzerinde ilk test yapılırken Tg değerinden (120 ˚C'de) geçerken bir peak (zirve) göstermiştir. Bu zirve aynı örnek üzerindeki tekrarlayan testlerde minimalize olmuş veya kaybolmuştur. Bu fenomenin residüel streslerden kaynaklandığı düşünülür, potansiyel olarak test için farklı prosedürlerin kullanıldığı DSC sonuçlarının kıyaslanmasını komplike kılar. Bu ayrıca ısı iletkenliğinden ısı difüzyona veya tersi dönüştürmeleri komplike kılar.

Spesifik ısı kapasitesi değerleri döküm ve çekilmiş PMMA için %±10'un daha sık olarak da %±7'nin %95 güvenirlik düzeyinde (2 standart sapma) 23 ˚C, 60˚C, 90 ˚C ve 120 ˚C'de tesbit edilir. Spesifik ısı kapasitesinin tespitindeki kesinsizlik bir laboratuar tarafından %±4 olarak tahmin edilmektedir. Örnek hazırlığı ve muhtemel nem içeriğinin döküm PMMA'ın sonuçlarını etkilediği çekilmiş PMMA'yı ise etkilemediği düşünülmektedir.

Materyal yoğunluğu 3 laboratuar tarafından 23 C˚ veya yakınında ölçülmüş ve bir laboratuar tarafından linear termal genleşme datası kullanılarak yükselmiş sıcaklıklarda tesbit edilmiştir. 23 C˚'deki sonuçlar %±0.3 tekrarlanabilirlik ve %1'lik

reproducibility (%95 güvenlik düzeyinde) vermektedir. Cast ve extruded PMMA materyallerin yoğunluk değerleri 23 C°'de %0.1 den daha az farklılık göstermektedir. Bu spesifik ısı kapasitesi ve yoğunluk verileri sıcaklığa bağlı değerler kullanılarak ısı iletkenliği verilerini hesaplamak için kullanılmıştır. Çekilmiş PMMA için yoğunluğun sıcaklık bağımlılığı PMMA'ın yoğunluğunun sıcaklık bağımlılığı ile aynı varsayılmıştır. Bu yüzden direkt olarak ölçülen ısı iletkenliği sonuçları ve hesaplanan ısı iletkenliği değerleri direkt olarak ölçülen ısı difüzyonu, yoğunluk ve spesifik ısı kapasitesi değerlerine bağlıdır. Isı difüzyonundan ısı iletkenliğinin hesaplanması veya tam tersi sadece 90 C°'nin üzerindeki sıcaklıklarda yapılmıştır, bu yoğunluk değerlerinin tespit edildiği üst limittir. Cam transisyon alanının içinde veya ötesindeki verilerin çok güvenilir olduğu düşünülmektedir.

Döküm PMMA'ın ısı iletkenliği ve ısı difüzyonu bakımından direkt olarak ölçülen ve hesaplanan sonuçlar için genel bir konsensüs vardır. Bu çekilmiş PMMA sonuçları içinde geçerlidir.

Cp ve yoğunluktaki kesinsizlik sırasıyla yaklaşık %±10 %±1'dir (%95 güvenlik düzeyinde). Bu kesinsizlik açık olarak, hesaplanan verilerde ölçülen verilerden bir sistematik ve sürekli kayma görünmese de hesaplanan verilerin kesinsizliğine katkıda bulunacaktır.

Çeşitli metotların arasında anlamlı farklılıkların olduğu görülmüştür (166). Tüm katılımcılara aynı levha örnekleri temin edilmesine rağmen ölçümlerin yapılabilmesi ve analizdeki varsayımların geçerliliğinden emin olmak için test sırasında örneklerin gerçek kalınlıklarının test metoduna göre ayarlanması gerekir. Örneğin sıcaklık dalga analizi metodu yaklaşık 100 μ kalınlıktaki ince film ve levhalarda (sheet) uygundur, bu yüzden örnekler test öncesi bu kalınlığa kadar kesilmelidir. Lazer flash methodu'nda çekilmiş PMMA'ların kalınlığı 3 mm'lik kalınlığı güvenli ölçüm yapabilmek için çok kalın bulunmuştur ve kalınlık inceltilmiştir. Benzer olarak sıcak disk metodu için termal transient'in örnek içindeki penetrasyon derinliği ile alakalı olarak test için gerekli kalınlığa uymak gerekir. 2 mm incelikteki örneklerde güvenli bir ölçüm için yeterli kalınlığın elde edilmesi için örneklerin birleştirilmesi (yığılması) gerekir.

Örnek kalınlığı durumuna ilaveten methodlarda başka farklılıklar da mevcuttur. PMMA'nın laser flash uygulamasında örneğin transparan yüzeyleri test öncesi opak bir madde ile kaplanmalıdır, aksi taktirde ölçüm yapılamaz. Kontakt methodlarda (transient line-source probe, ısı debimetre, sıcaklık dalga analizi, sıcak disk) kontak rezistansların

etkisi potansiyel olarak farklıdır: bazı methodlarda kontak rezistans düzeltilebilir. Isı debimetre cihazında ortalama bir test sıcaklığı belirlenmelidir, bu ortalama sıcaklıkta bir ortalama ısı iletkenlik değeri belirlenir. Geçici metodlarda sıcaklık geçişi tipik olarak 10 C°'den düşüktür, sıcaklıkta termal özelliklerin non-linear bağımlılığına bağlı hatalar da potansiyel olarak azalmıştır.

Polimerlerin mikro yapılarının özellikle yarı kristalimsi materyallerde polimerlerin termal özelliklerini etkileyebildiğine dair anlamlı kanıtlar vardır. Transient line-source probe metodunda örneğe, örnek ve probe sensor arasında iyi bir termal kontak elde edilmesi için test öncesi ısıtılmış bir kapta eritilerek form verilmelidir. Cast PMMA'daki line-source ölçümleri parçalara ayrılmış levha örneklerde yapılır, çekilmiş PMMA'daki testler ise orjinal tabletlerde (pellet) yapılır. Böylece örneklerin termal hikayelerindeki değişiklikler sonuçlarda etkili olabilmektedir (51,191,208).

Metotlar arasında ve test edilen örnekler arasında birçok farklılığın olduğu aşikardır. Bu farklılıkların her biri ısı iletkenliği ve ısı difüzyonunu değerlerinde etkilidir. Formül kullanılarak hesaplanan ısı iletkenliği ve ısı difüzyonu değerleri direkt ölçülen değerlerle aynı doğrultudadır.

Sıcak disk methodu ile ölçülen ısı iletkenliği ve ısı difüzyonu değerleri genellikle diğer metodlarla elde edilen sonuçlardan belirgin olarak yüksektir. Bulk ısı iletkenliği için sıcak disk sonuçları formülde verilmiştir:

$$\lambda bulk = (\lambda_{in\text{-}plane} \, . \, \lambda_{through\text{-}thickness})^{1/2}$$

Ölçülen 'bulk' ısı iletkenliği in-plane (düz) ve through-thickness (kalınlık boyunca) ısı iletkenliğinin bir fonksiyonudur. Düz ısı iletkenliği değeri kalınlık boyuncaki değerinden büyükse sıcak disk metoduyla ölçülen bulk yaklaşımlı ısı iletkenliği diğer tekniklerle (line-source probe hariç) ölçülen kalınlık boyuncaki değerlerinden daha büyük olucaktır. Sıcak disk metodu kullanılarak alınan başlangıç sonuçları göstermiştir ki döküm PMMA çekilmiş PMMA'a göre daha yüksek bir termal özellik anisotropi derecesi göstermiştir, döküm PMMA için kalınlık yönündeki ısı iletkenliği düz yönden %20 daha azdır, çekilmiş PMMA için farklılık %2 düzeyindedir. Çekilmiş PMMA levhanın (sheet) ekstrüzyon yönünde moleküler dizide daha büyük bir anisotropi gösterdiği düşünülmektedir ve döküm PMMA daha düşük bir oryantasyona sahiptir. Sıcak disk metodu materyal isotropic olmak şartıyla aynı örneğin ısı iletkenliği ve ısı

difüzyonunu ölçebildiğinden ısı kapasitesi miktarı formül değerlerinden tespit edilebilir. Ancak bir anisotropili örnek için bu yolla hesaplanan ısı kapasitesi değerleri isotropic örnekler için edinilen değerlerden daha az doğru olacaktır. Bu çalışmanın amaçları olarak hacim ısı kapasitesi değerleri tespit edilmiş ve yoğunluk kullanılarak spesifik ısı kapasitesi değerlerine dönüştürülmüştür (Şekil 5-7). Sıcak disk değerleri çekilmiş PMMA için yaklaşık %5-15 daha yüksekken, döküm PMMA için %7'nin üzerinde daha yüksektir.

Özet olarak ısı iletkenliği sonuçları yaklaşık olarak %±7 aralığında iken, ısı difüzyonu sonuçları yaklaşık %±9 aralığındadır. Isı iletkenliği ve ısı difüzyonu değerleri arasında da bir ilişki söz konusudur, ısı iletkenliği değerleri, spesifik ısı değerlerindeki kesinsizlik %±10 olmasına rağmen spesifik ısı kapasitesi ve yoğunluk kullanılarak ısı difüzyonu değerlerine dönüştürülebilir. Teknikler ve örnek hazırlanmaları arasında anlamlı farklılıklar vardır (166).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda kullanılan protez kaide polimeri ve metal doldurucular aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3-1).

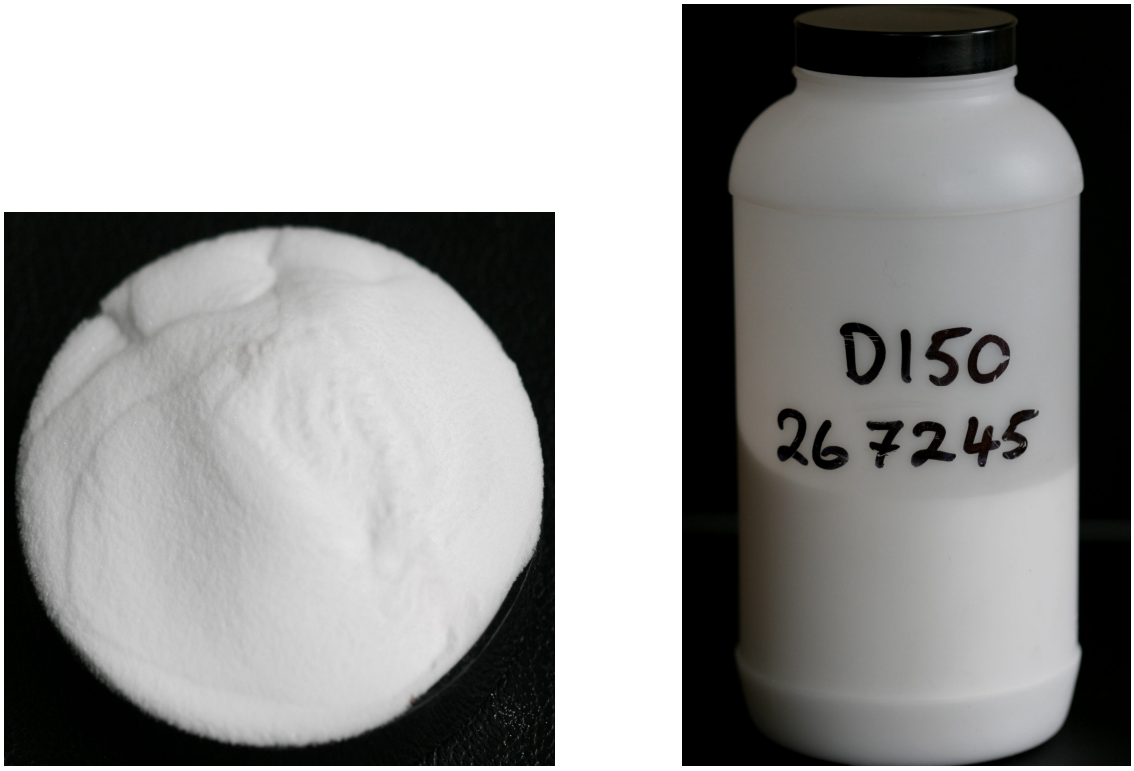
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller

İsim	Üretici firma	Kısaltma	Ürün no	Özelliği
Colacryl D 150	Lucite International, İNGİLTERE	Col	REF:01325 LOT 303906	Akrilik reçine polimeri (Sıcak)
Paladent 20	Heraeus Kulzer, ALMANYA		REF:11 63450	Akrilik reçine monomeri (Sıcak)
S11000-04 Ag Powder	Ferro, ABD	Ag	REF: 32151 LOT 261614	Metal tozu
Aluminum Powder	TÜBİTAK MAM, TÜRKİYE	Al		Metal tozu
Copper Powder	TÜBİTAK MAM, TÜRKİYE	Cu		Metal tozu
Blitz Magnesium Powder MG 100	Benda-Lutz, AVUSTURYA	Mg	REF:021140 LOT 17800	Metal tozu
Titanium Metal Powder S – dry	Chemetall, ALMANYA	Ti	REF: 454152999 LOT 1793946/10	Metal tozu

3.1.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyallerin Özellikleri

3.1.1.1. Poli Metil Metakrilat Tozu

Çalışmamızda partikül büyüklüğü 40-60 micron, residüel peroxide oranı % 0.4-0.6, moleküler ağırlığı 0.90-1.50 × 10^6, hamur zamanı 10-20 dk, snap (kopma) zamanı max 20 dk, çalışma zamanı 15 dk ve karıştırma oranı (toz/likit) 24 gr toz/10 ml likit olan renklendiricisiz şeffaf Colacryl D 150 PMMA tozu kullanılmıştır (Şekil 3-1). Monomer olarak ise Paladent 20 kullanılmıştır.



Şekil 3-1: PMMA tozu

Araştırmamızda kullanılan deney gruplarında Ferro S11000-04 Gümüş tozu, TÜBİTAK MAM'dan temin edilen Aluminyum ve Bakır tozu, Blitz Mg 100 Magnezyum tozu ve Chemetall S-dry Titanyum tozu kullanılmıştır.

3.1.1.2. Gümüş Tozu

Çalışmamızda yoğunluk değeri 3.4-5.4 g/cm^3, yüzey alanı 0.2 – 0.6 m^2/gm ve partikül boyutu dağılımı %95'i 6 µm'dan az, %90'i 5 µm'den az, %50'i 3 µm'den az, %10'i 2 µm'den az olan gümüş (Ag) tozu kullanılmıştır (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: Gümüş tozu

Gümüş tozunun genel özelliklerine baktığımızda, periyodik tabloda simgesi Ag olan, beyaz, parlak, kıymetli bir metalik elementtir. Atom numarası 47, atom ağırlığı 107,87 gramdır. Ergime noktası 961,9 °C, kaynama noktası 1950 °C'dir. Çoğu bileşiklerinde +1 değerliklidir. Gümüş, ışığı çok iyi yansıtan, dövülebilen, sünek bir metaldir. Bir gram gümüşten 2 km uzunluğunda ince tel çekilebilir. Elektrik sistemde küp ve altıgen olarak kristallenir. Koordinasyon sayısı altı olduğu hallerde, yaklaşık atom çapı 1,444 angström değerini alır. Atmosferde oksitlenmeye karşı büyük bir direnç gösterir. Bakırdan daha zor, altından ise daha kolay oksitlenir. Standart elektrot potansiyeli 0,7978 V dur. Asitlere ve birkaç organik maddeye karşı dayanıklıdır.

Periyodik tabloda ağır metaller grubu içinde yer alan gümüşün, çoğu özellikleri bakırın özelliklerine benzemekle beraber bakır, çoğu bileşiklerinde iki değerlikli olması ile gümüşten farklıdır. Saf gümüş kolay paslanmaz. Elektrik ve ısıyı çok iyi iletir. Gümüşün diğer metallerle yapmış olduğu daha birçok alaşımları vardır. Bunlar endüstride saf gümüşten çok daha fazla kullanılır, çok pahalı olması bunun en büyük nedenlerindendir. Gümüş tozunun genel özellikleri Tablo 3-2'de verilmiştir.

Tablo 3-2: Gümüş tozunun genel özellikleri

Temel özellikleri	
Atom numarası	47
Element serisi	Geçiş metalleri
Görünüş	Parlak beyaz metal
Atom ağırlığı	107,8682(2) g/mol
Fiziksel Özellikleri	
Maddenin hali	katı
Yoğunluk	10,49 g/cm³
Isı kapasitesi	258 kJ/mol
Atom özellikleri	25,350 (25 °C) J/(mol·K)
Yükseltgenme seviyesi	(1+)
Kristal yapısı	Yüzey- merkezli kübik
Elektronegatifliği	1,93 Pauling ölçeği
İyonlaşma enerjisi	731,0 kJ/mol
Atom yarıçapı	160 pm
Diğer özellikleri	
Isıl genleşme	18,9 μm/(m·K) (25°C'de)
Vickers sertliği	251 Mpa

3.1.1.3. Titanyum Tozu

Çalışmamızda yoğunluğu 1,4 g/cm^3 olan gri renkli, ergime derecesi 1668 ± 50 °, partikül boyutu minimum 99.9 % < 25 µm, ortalama partikül boyutu 8.5 ± 1.5 µm (Toplam Ti: minimum %98.7, Ti aktif: %96.7, N: maksimum %0.5, H: maksimum %0.1 olan titanyum (Ti) tozu kullanılmıştır (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Titanyum tozu

Titanyum tozunun genel özelliklerine baktığımızda sembolü Ti olan 22 atom numaralı kimyasal elementtir. Hafif, güçlü, parlak, korozyona karşı dirençli grimsi bir geçiş metalidir. Titanyum demir, alüminyum, vanadyum, molibden gibi elementler ile alaşım yapabilir. Titanyum tıpta (protezler, implantlar , dental endodontik malzemeler, dental implantlar) ve birçok alanda kullanılmaktadır. Element birkaç mineral depozitde bulunur. Bunlardan öncelikli olanlar yer kabuğunda ve litosferde genişçe dağılmış olan rutil ve ilmenittir. Titanyum neredeyse tüm canlı varlıklarda, kayalarda, sularda ve toprakta bulunur. Metal başlıca mineral cevherlerinden Kroll işlemi ve Hunter işlemi yöntemleri ile çıkarılır. Metal formun en yararlı özellikleri korozyona karşı dirençli olması ve bütün metaller içinde en yüksek dayanıklılık-ağırlık oranına sahip olmasıdır. Alaşımsız haliyle %45 daha hafif olmasına rağmen bazı çelikler kadar dayanıklıdır.

Elementin iki allotropik türü ve ^{46}Ti'den ^{50}Ti'ye beş tane doğal izotopu bulunur. Bunlardan ^{48}Ti doğal olarak en bol bulunan izotoptur (73.8%). Titanyumun kimyasal ve fiziksel özellikleri zirkonyumunkiler ile benzerlik gösterir.

Metalik bir element olan titanyum sahip olduğu yüksek dayanıklılık-ağırlık oranı ile bilinir. Düşük yoğunluklu hafif ve güçlü bir metaldir. Saf haliyle tamamen esnektir (özellikle oksijensiz ortamda). Parlak, metalik beyaz renklidir. Göreli olarak yüksek erime noktası (1,649 °C or 3,000 °F'nin üstünde) ile dayanıklı metallerden olması açısından kullanışlıdır. Ticari sınıf (%99.2 saf) titanyum yaklaşık 63,000 psi (434 MPa) tensil (gerilme) gücüne sahiptir. Bu birçok çelik alaşımın tensil gücüne eşittir ancak titanyum %45 oranında daha hafiftir. Titanyum alüminyumdan %60 oranında daha ağır olmasına rağmen en yaygın olarak kullanılan alüminyum alaşımı 6061-T6'dan iki kat daha güçlüdür. Belli titanyum alaşımlarının (örneğin Beta C) tensil gücü 200,000 psi'ın (1380 MPa) üzerine kadar çıkabilir. Yine de 430 °C'nin (800 °F) üzerinde ısıtıldığında titanyum dayanıklılığını yitirmeye başlar.

Titanyumun en ünlü kimyasal özelliği korozyona karşı gösterdiği müthiş direncidir. Neredeyse platin kadar dirençli olan element asitler, klor gazı ve yaygın tuz çözeltilerine karşı koyabilecek yeterliliktedir. Saf titanyum su içerisinde çözünmez ancak yoğun asit içinde çözünebilir. Bu metal havada yükseltilmiş sıcaklıklarda pasif ve (korozyon direncini artıran) koruyucu bir tabaka oluşturur, ancak oda sıcaklığında kararmaya karşı dirençlidir. Titanyum doğada her zaman diğer elementler ile bağlı bir şekilde bulunur. Titanyum tozunun genel özellikleri Tablo 3-3'de verilmiştir:

Tablo 3-3: Titanyum tozunun genel özellikleri

Genel Özellikler	
Atom numarası	22
Element serisi	Geçiş metalleri
Görünüş	Gümüş gri metalik beyaz
Atom ağırlığı	47.867 $g \cdot mol^{-1}$
Fiziksel özellikleri	
Maddenin hali	katı
Ergime ısısı	14.15 $kJ \cdot mol^{-1}$
Buharlaşma ısısı	425 $kJ \cdot mol^{-1}$
Atom özellikleri	
Yükseltgenme seviyesi 4, 3, 2, 1 [2]	
Elektronegatifliği	1.54 (Pauling ölçeği)
Diğer özellikleri	
Young modülü	116 Gpa

3.1.1.4. Magnezyum Tozu

Çalışmamızda yoğunluğu 1.74 g/cm^3, magnezyum içeriği: %98-99.5, partikül boyutu 100 µm maksimum %10, 63µm maksimum %60, 63µm lik elekten geçen minimum %30, kaynama noktası 1107 ˚C ve erime noktası 650 ˚C olan magnezyum (Mg) tozu kullanılmıştır (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Magnezyum tozu

Magnezyum tozunun genel özelliklerine baktığımızda gümüş beyazlığında bir metaldir. Kimyasal simgesi Mg, atom numarası 12; atom ağırlığı 24,312 olan bu element en hafif metallerden biridir ve bu özelliğiyle önem kazanmıştır. Magnezyum, tohum ve sebzelerde klorofil kompleksi halinde bulunur. Günlük ihtiyaç 0,2-0,3 g kadardır. Vücuttaki toplam magnezyum miktarı 20-30 g kadardır. Bunun % 60-70'i kemiklerde, % 1,5 oranında magnezyum fosfat ($Mg_3(PO_4)_2$) halinde yer alır. Geri kalan kısmı yumuşak dokularda, diğer kısmı ise sıvılarda bulunur. Kan plazmasında 0,02-0,03 mg; eritrositlerde 0,06 mg bulunur. Plazmadaki magnezyumun üçte biri proteinlere bağlıdır. Fosfataz, fosforilaz, enolaz, fosfoglukomutaz enzimlerinin aktivatörüdür. ATPaz'ın inhibitörüdür. Magnezyum idrar yollarında magnezyum amonyum fosfat ($MgNH_4PO_4$) şeklinde çökerek idrar yolu taşlarının yapısında bulunur. Magnezyum elementi sinir sisteminin aşırı duyarlılığını azaltır. Hipomagnezemi; Böbrek yetmezliği, diabetik koma, hipotiroidizm, iyatrojenik, addison hastalığında görülür. Hipermagnezemi ise; Sindirim sistemi hastalıkları, böbrek hastalıkları, endokrin hastalıkları, metabolik bozukluklar, terleme, yanık, akut pankreatit, beslenmeye bağlı olarak görülür. Magnezyum tozunun genel özellikleri Tablo 3-4'de verilmiştir:

Tablo 3-4: Magnezyum tozunun genel özellikleri

Temel özellikleri	
Atom numarası	12
Element serisi	Toprak Alkaliler
Görünüş	Gümüş Beyazı
Atom ağırlığı	24,312 g/mol
Fiziksel Özellikleri	
Maddenin hali	katımsı
Yoğunluk	1.738 g/cm³
Sıvı haldeki yoğunluğu	1.584 g/cm³
Isı kapasitesi	24.869 (25 °C) J/(mol·K)
Atom özellikleri	
Kristal yapısı	Hexagonal
Yükseltgenme seviyeleri	2
Elektronegatifliği	1.31 Pauling ölçeği
Atom yarıçapı	150 pm pm
Diğer özellikleri	
Isıl iletkenlik	156 W/(m·K)
Isıl genleşme	24.8 µm/(m·K) (25°C'de)

3.1.1.5. Bakır Tozu

Çalışmamızda yoğunluğu 8,96 g/cm^3 olan ve ortalama partikül büyüklüğü 20 µm olan bakır (Cu) tozu kullanılmıştır (Şekil 3-5).



Şekil 3-5: Bakır tozu

Bakır tozunun genel özelliklerine baktığımızda 1B geçiş grubu elementidir. Bakırın (Cu) önemi, başlıca iki nedenden kaynaklanmaktadır: Bunlar elektriği diğer bütün metaller içinde gümüşten sonra en iyi ileten metal olması ve endüstriyel önemi yüksek, pirinç, bronz gibi alaşımlar yapmasıdır. Bakır'ın diğer bir önemli özelliği ise yüksek ısı iletkenliğine sahip olmasıdır. Bakır endüstriyel öneme sahip pek çok mineralin önemli bir bileşenidir. Askorbit asit, oksidaz, tirosinaz, laktoz ve monoamin oksidaz gibi yükseltgeyici enzimlerin bir parçası olarak birçok bitki ve hayvanda az miktarda bulunan bakır, bunların sağlıklı yaşamı için gereklidir. Bakır, bu proteinlerde, oksijen, kükürt ya da azot atomları içeren bağlanma bölgelerinde sıkıca bağlanır. İnsanların normal beslenme rejimi her gün 2-5 mg arasında bakır gerektirir. Bakır tozunun genel özellikleri Tablo 3-5'de verilmiştir.

Tablo 3-5: Bakır tozunun genel özellikleri

Temel özellikleri	
Atom numarası	29
Element serisi	Geçiş metalleri
Görünüş	Metalik kahverengidir
Atom ağırlığı	63,546(3) g/mol
Fiziksel Özellikleri	
Maddenin hali	katı
Yoğunluk	8,96 g/cm³
Isı kapasitesi	24,440 (25 °C) J/(mol·K)
Atom özellikleri	
Kristal yapısı	Kübik
İyonlaşma enerjisi	745,5 kJ/mol
Atom yarıçapı	135 pm
Diğer özellikleri	
Isıl iletkenlik	401 W/(m·K)
Isıl genleşme	16,5 µm/(m·K) (25°C'de)

3.1.1.6. Alüminyum Tozu

Çalışmamızda yoğunluğu 2,7 g/cm^3 olan ve ortalama partikül büyüklüğü 60 µm olan aluminyum (Al) tozu kullanılmıştır (Şekil 3-6).



Şekil 3-6: Alüminyum tozu

Alüminyum tozunun genel özelliklerine baktığımızda gümüş renginde sünek bir metaldir. Atom numarası 13 tür. Doğada genellikle boksit cevheri halinde bulunur ve oksidasyona karşı üstün direnci ile tanınır. Bu direncin temelinde pasivasyon özelliği yatar. Endüstrinin pek çok kolunda kullanılmaktadır. Alüminyumdan üretilmiş yapısal bileşenler uzay ve havacılık sanayii için vazgeçilmezdir. Hafiflik, yüksek dayanım ve ısı iletkenliği özellikleri gerektiren durumlarda geniş kullanım alanı bulur.

Alüminyum, yumuşak ve hafif bir metal olup mat gümüşümsü renktedir. Bu renk, havaya maruz kaldığında üzerinde oluşan ince oksit tabakasından ileri gelir. Alüminyum, toksik ve manyetik değildir. Saf alüminyumun çekme dayanımı yaklaşık 49 Mega Paskal (MPa) iken alaşımlandırıldığında bu değer 700 MPa'a çıkar. Yoğunluğu, çeliğin veya bakırın yaklaşık üçte biri kadardır. Kolaylıkla dövülebilir, makinede işlenebilir ve dökülebilir. Çok üstün korozyon özelliklerine sahip olması, üzerinde oluşan oksit tabakasının koruyucu olmasındandır.

Alüminyumun Alzheimer hastalığına yol açtığı iddia edilmişse de o araştırma, tam tersine, Alzheimer hastalığının neden olduğu tahribatın, vücutta alüminyum birikimine yol açtığı şeklinde çürütülmüştür. Eğer alüminyum zehirlenmesi varsa bunun

oldukça spesifik bir mekanizma ile gerçekleşmesi gerekir. Zira insanın yaşamı boyunca, toprakta doğal kil mineralinin içindeki alüminyum ile olan teması zaten yeterince yüksektir. Aluminyum'un genel özellikleri Tablo 3-6'da verilmiştir.

Tablo 3-6: Alüminyum tozunun genel özellikleri

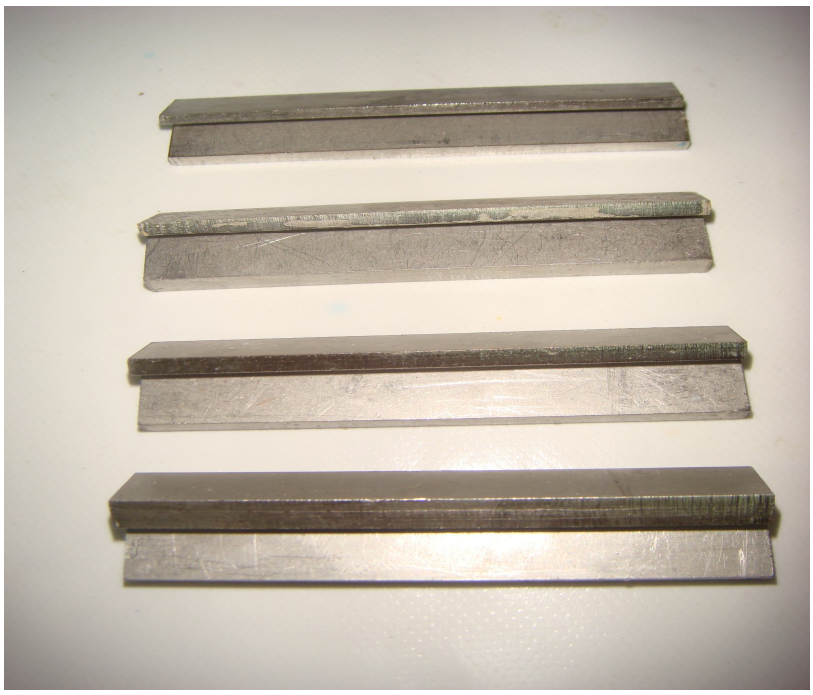
Temel özellikleri	
Atom numarası	13
Element serisi	Metaller
Atom ağırlığı	26,9815386(8) g/mol
Fiziksel Özellikleri	
Maddenin hali	Katı
Yoğunluk	2,70 g/cm³
Ergime ısısı	10,71 kJ/mol
Isı kapasitesi	24,2 (25 °C) J/(mol·K)
Atom özellikleri	
Kristal yapısı	Yüzey merkezli kübik
Elektronegatifliği	1,61 Pauling ölçeği
İyonlaşma enerjisi	577,5 kJ/mol
Diğer özellikleri	
Elektrik direnci	26,50 nΩ·m (20°C'de)
Isıl iletkenlik	237 W/(m·K)
Isıl genleşme	23,1 µm/(m·K) (25°C'de)

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Isı ile polimerize edilen akrilik reçine örnekler İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Klinik Öncesi Simülasyon Laboratuarında hazırlanmıştır.

Mekanik testlerin ölçümünde örneklerin hazırlanabilmesi için kalıp boşluklarının oluşturulmasında 3 mm kalınlığında, 10 mm genişliğinde ve 65 mm uzunluğunda dikdörtgenler prizması şeklindeki paslanmaz çelikten hazırlanan metal örnekler kullanılmıştır (Şekil 3-7).

Isı iletkenliği ölçümü örneklerinin hazırlanabilmesi için ise kalıp boşluklarının oluşturulmasında 12,7 mm kalınlığında 63.5 mm çapında silindir şeklindeki pyrex'den hazırlanan örnekler kullanılmıştır (Şekil 3-8).

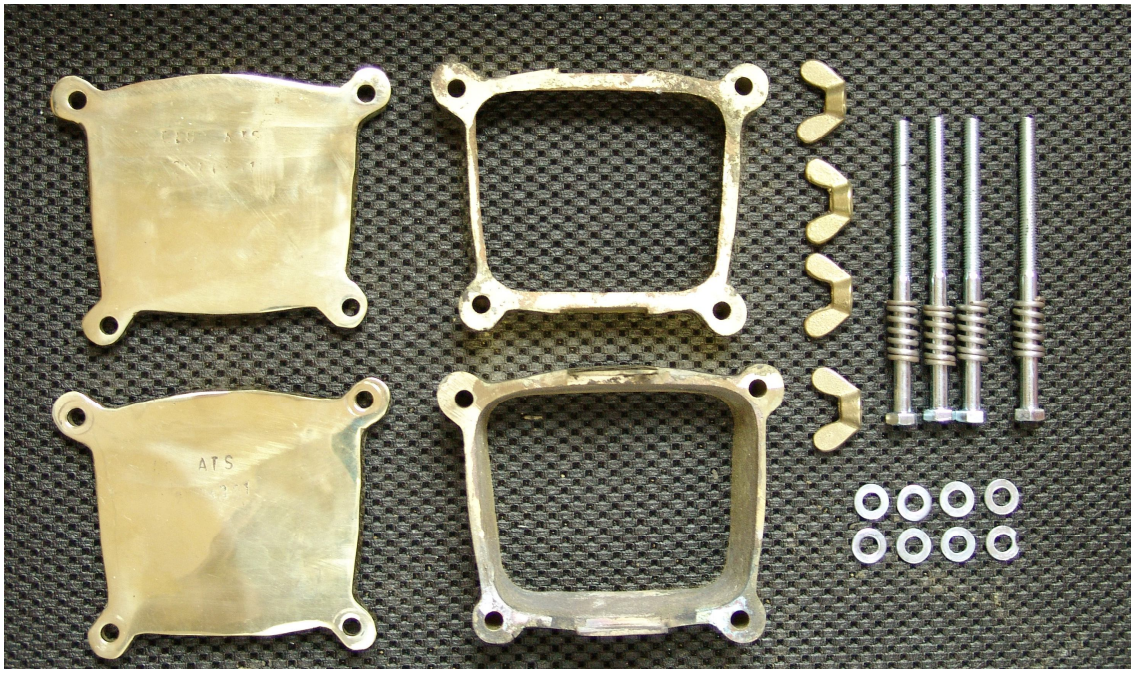


Şekil 3-7: Yer tutucu metal kalıplar



Şekil 3-8: Yer tutucu pyrex kalıp

Polimer örneklerin hazırlanmasında geleneksel kalıplama yöntemi ve bu çalışma için oluşturulmuş, kendi bünyesinde yaylı britlere sahip pirinç muflalar kullanılmıştır (Şekil 3-9 ve 3-10).



Şekil 3-9: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların parçalarının görünümü



Şekil 3-10: Örneklerinin hazırlanmasında kullanılan pirinç muflaların görünümü

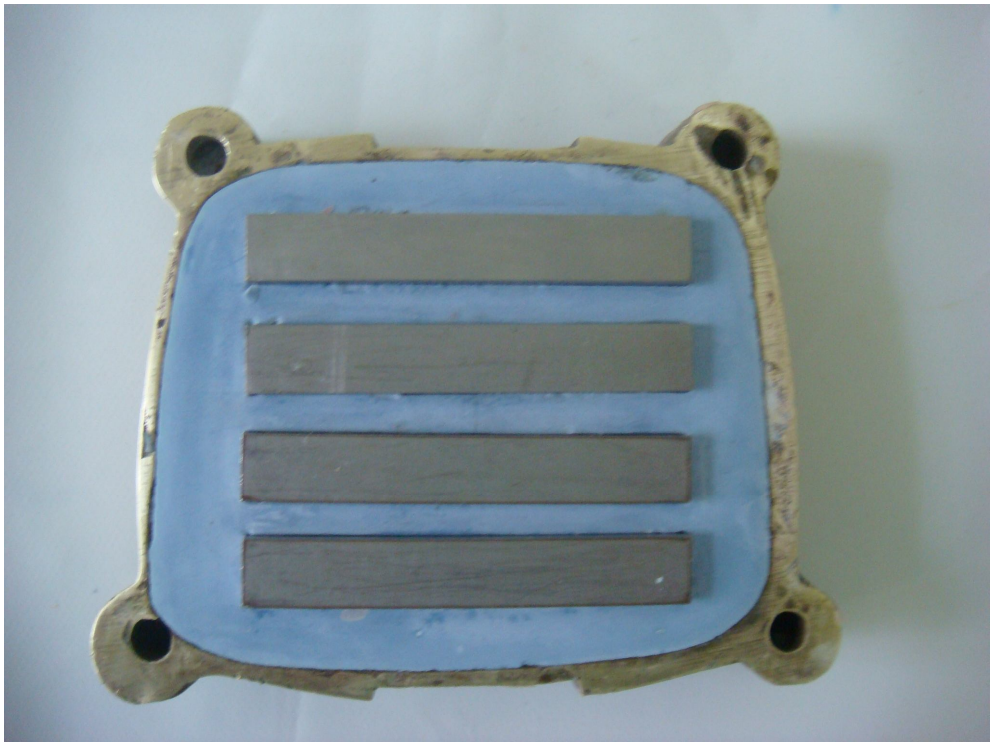
Tip II sert alçı (Moldano, Heraus Kulzer, Ltd, Germany) üretici firma talimatlarına uygun olarak 100 g toz / 30 mL su oranında 1 dk süreyle basınçlı alçı-revetman karıştırıcı (Easymix, Bego , 2991522, Wilhelm Bremen, Germany) içinde

karıştırılmıştır. Alçı muflaların alt parçasına doldurulmuş ve daha sonra dikdörtgenler prizması şeklindeki paslanmaz çelik örnekler ve silindir şeklindeki pyrex örnekler kendi özel muflaları içinde alçı üzerine yerleştirilmiştir. 5 mm kalınlığındaki pleksiglas yardımı ile muflanın alt parçası 45 dk süreyle hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmBH, Germany) 2 atm basınç altında bekletilmiştir (Şekil 3-11). Sertleşmeden sonra alçı yüzeyi aljinat esaslı izolasyon maddesi (Isolant Separating Solution, Dentsply Corp., Dentsply, DeTrey, UK) kullanılarak izole edilmiştir. Bütün bu işlemlerden sonra muflanın üst kapağı yerleştirilmiş ve sert alçı ile doldurulup 2 atm basınç altında sertleşmesi beklenmiştir.

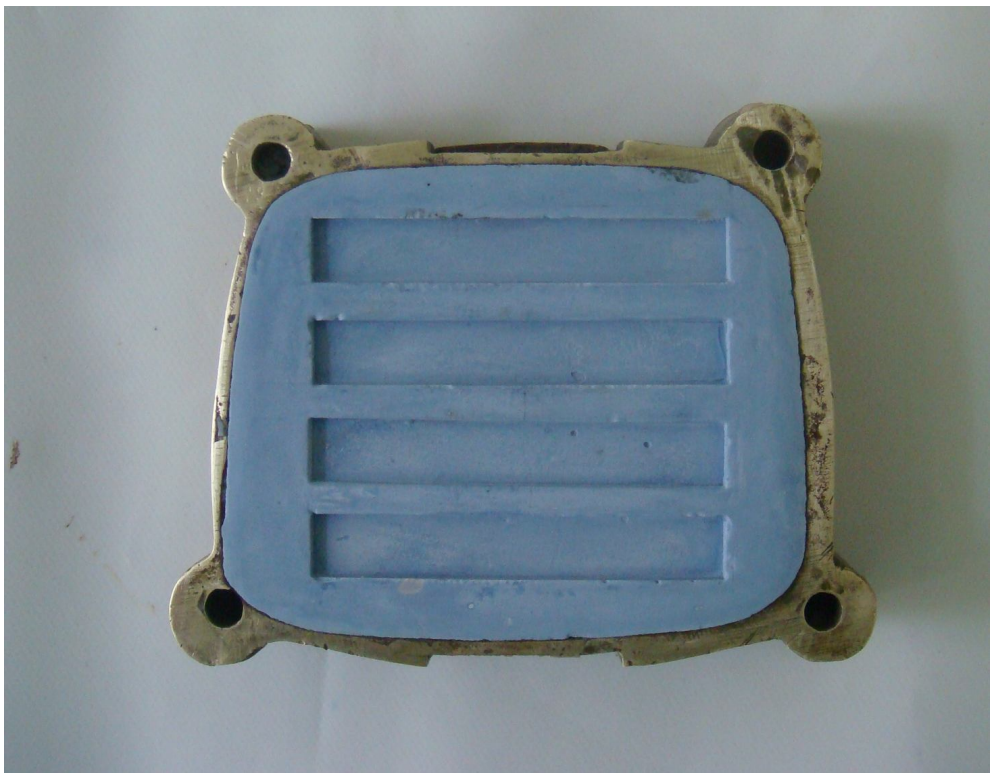
Muflalama işlemleri tamamlandıktan sonra kalıp boşluklarının deforme olmaması için dikdörtgenler prizması şeklindeki metal ve silindir şeklindeki pyrex örnekler alçı içinden dikkatli bir şekilde keskin bir spatül yardımıyla çıkarılmıştır (Şekil 3-12, Şekil 3-13, Şekil 3-14).



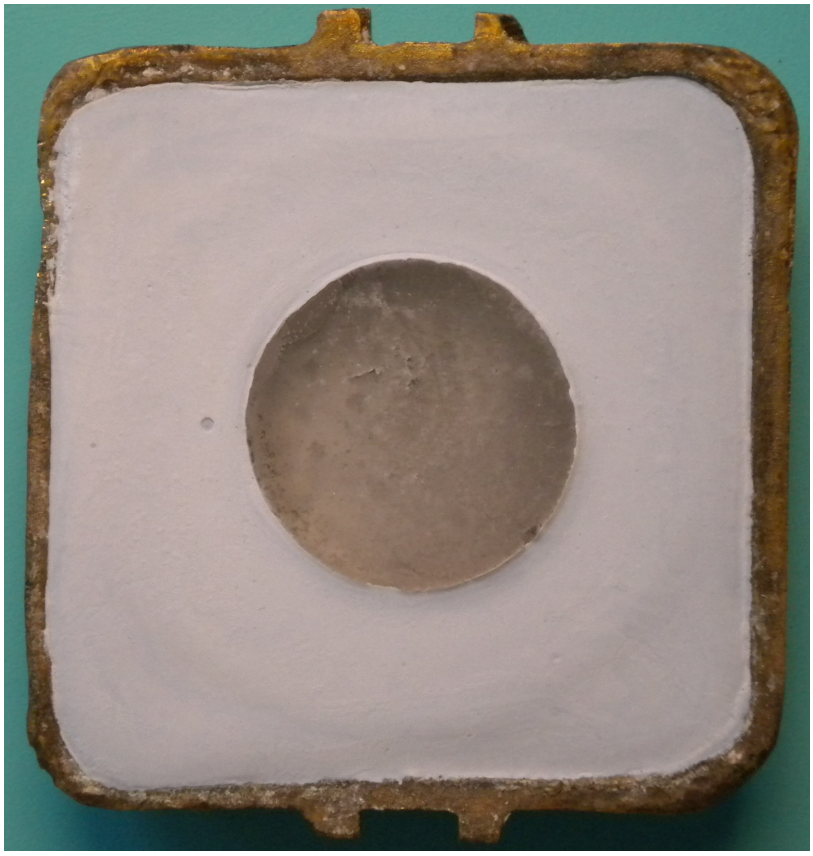
Şekil 3-11: Hidrolik pres



Şekil 3-12: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların mufladaki görünümü



Şekil 3-13: Paslanmaz çelikten yapılan yer tutucuların çıkarıldıktan sonraki muflanın görünümü



Şekil 3-14: Pyrex'den yapılan silindir yer tutucuların mufladaki görünümü

Araştırmamızda 8 adet örnekten oluşan 26 gruptan toplam 208 adet dikdörtgenler prizması şeklinde, 208 adet de silindir şeklinde olmak üzere toplam 416 adet örnek hazırlanmıştır, PMMA içerisine Ag, Al, Cu, Mg ve Ti tozları hacimsel olarak %5, %10, %15, %20 ve %25 oranlarda katılmıştır (Tablo 3-7). Polimerizasyon işlemlerinde ısı ile polimerizasyon yöntemi kullanılmıştır. Örnekler 74°C de 7 saat süreyle tutulduktan sonra 3 saat süreyle 99 °C'de polimerizasyon cihazında (Kavo EWL Typ 5506, Kavo Elektronisches Werk GmBH, Allgäu, Germany) kaynatılmıştır (Şekil 3-15).



Şekil 3-15:Polimerizasyon cihazı

Tablo 3-7: Çalışmamızda kullanılan protez kaide polimeri deney grupları

Deney grup no	Örnek sayısı (n)	Deney grubunun açıklaması
1	8	Kontrol Grubu (Col)
2	8	% 5 Ag
3	8	% 10 Ag
4	8	% 15 Ag
5	8	% 20 Ag
6	8	% 25 Ag
7	8	% 5 Al
8	8	% 10 Al
9	8	% 15 Al
10	8	% 20 Al
11	8	% 25 Al
12	8	% 5 Cu
13	8	% 10 Cu
14	8	% 15 Cu
15	8	% 20 Cu
16	8	% 25 Cu
17	8	% 5 Mg
18	8	% 10 Mg
19	8	% 15 Mg
20	8	% 20 Mg
21	8	% 25 Mg
22	8	% 5 Ti
23	8	% 10 Ti
24	8	% 15 Ti
25	8	% 20 Ti
26	8	% 25 Ti

Col= Colacryl, Ag= Gümüş, Al= Aluminyum, Cu= Bakır, Mg= Magnezyum, Ti= Titanyum

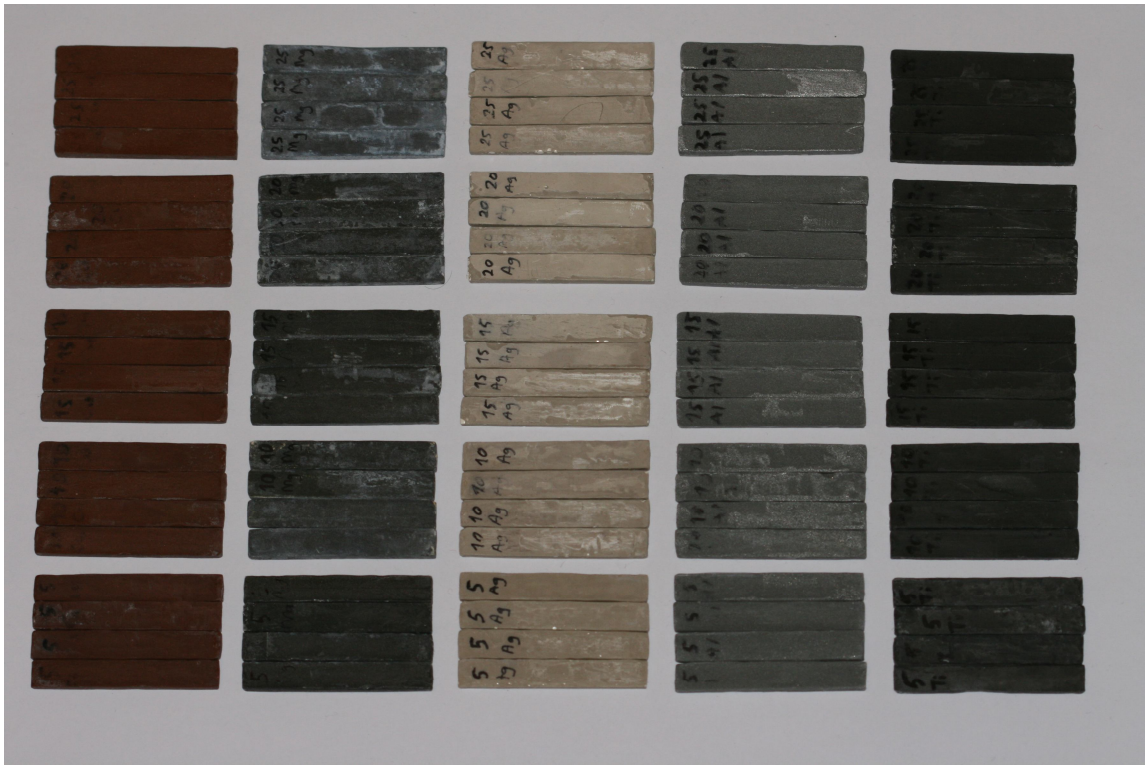
Deney gruplarında belirlenen oranlarda metal tozları ilave edilmiş protez kaide maddesi üretici firma direktiflerine göre karıştırılmış ve tepilmiştir. Daha sonra 2 atm basınç altında 4 saat bekletilip belirlenen polimerizasyon yöntemi ile özel hazırlanan muflaların yaylı vidaları sıkılarak polimerize edilmişlerdir (Şekil 3-16).



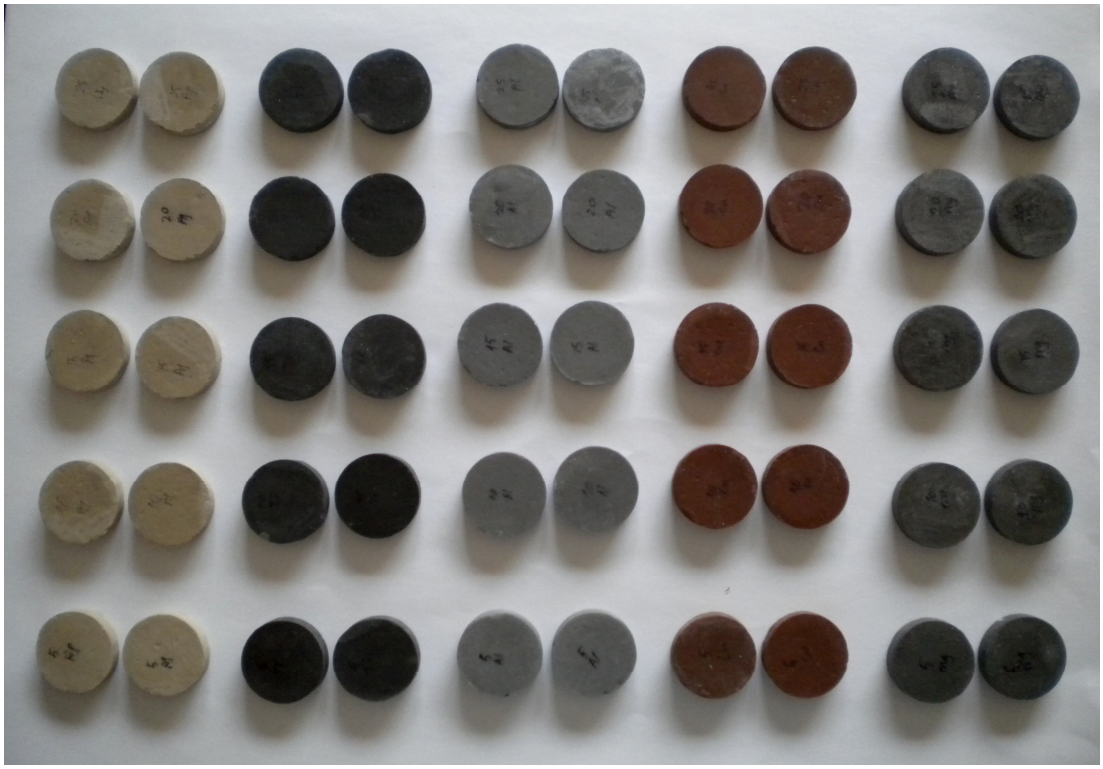
Şekil 3-16: Pirinç muflaların kendi bünyesinde bulunan yaylı britlerin görünümü

Deney ve kontrol grubu örneklerinin tümü, mufladan çıkartıldıktan sonra çapakları temizlenerek ve su altında 600 Grid'lik zımpara kağıdı ile yüzey pürüzlükleri giderilmiştir. Daha sonra bütün örneklerin ölçümleri en az üç yerinden kumpas yardımı ile yapılmıştır (Şekil 3-17, Şekil 3-18).

Bütün gruplardaki bitmiş örnekler standart boyutlarına getirilmiştir ve 28 gün süreyle oda sıcaklığında bulunan suda bekletilmiştir.



ŞŞekil 3-17: Mekanik deneyler için hazırlanan örnekler



Şekil 3-18: Isı iletkenlik deneyleri için hazırlanan örnekler

3.3. Örneklerin Isı İletkenlik Katsayısı Değerlerinin Ölçülmesi

Örneklerin ısı iletkenlik katsayılarının ölçümü işlemi için TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Laboratuarında bulunan FOX50 110°C Heat Flow Meter cihazı (LaserComp, Inc.,Massachusetts, USA) kullanılmıştır (Şekil 3-19).

3.3.1. FOX50 110 ˚C Heat Flow Meter Cihazı

Heat Flow Meter (ısı debimetre) cihazı total termal direnci yani numunenin termal direncini ve numune/cihazın termal kontakt dirençlerini ölçer. FOX 50 cihazı Laser Comp, Inc. tarafından geliştirilmiş 'WinTherm50' isimli yazılımı kullanarak iki kalınlık kalibrasyon methodunu (Two-thickness method of calibrations) ve çeşitli testleri kullanarak ölçümlerini gerçekleştirir.

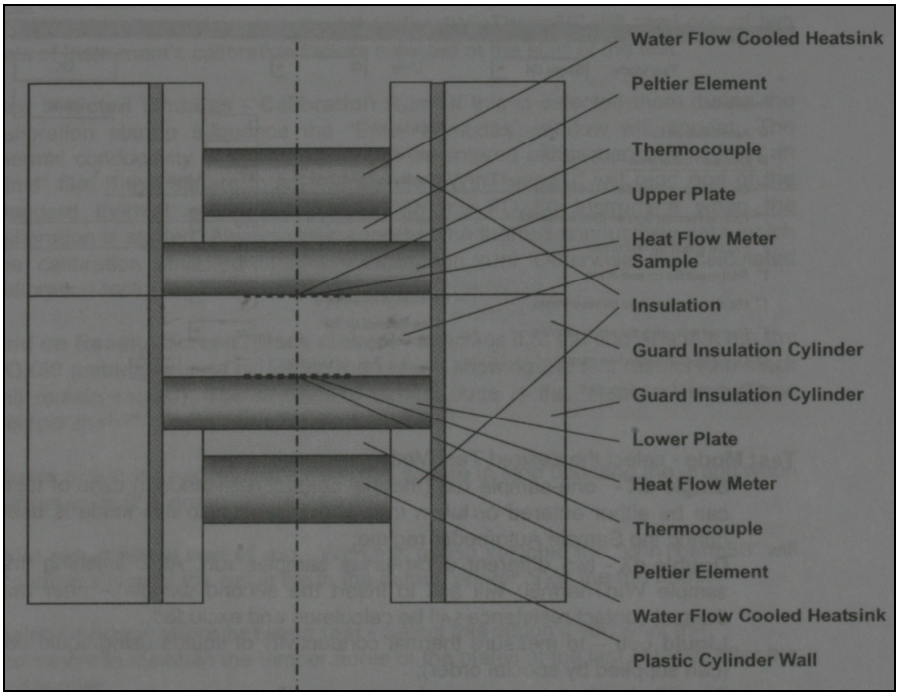
FOX 50 cihazı orta derece ısı iletkenliği ölçümünde en gelişmiş cihazdır. Doğru kullanıldığında iki kalınlık metodunu kullanarak tam sonuçlar verir. Cihazın tasarımı ASTM C518-04 standardına uygundur (Isı debimetre cihazı ile kararlı hal ısı iletim özellikleri için standart test metodu).

Normalde alt plakanın sıcaklığı üst plakanın sıcaklığından 20 ˚C daha düşüktür. Her bir plakada hassas ısı akışı dönüştürücüler (heat flow transducers) ve ısıl elemanlar (thermocouple) yer alır. Isı akışı dönüştürücülerin sinyalleri (tipik olarak birkaç bin microvolt) örnekteki ısı akışıyla orantılıdır.

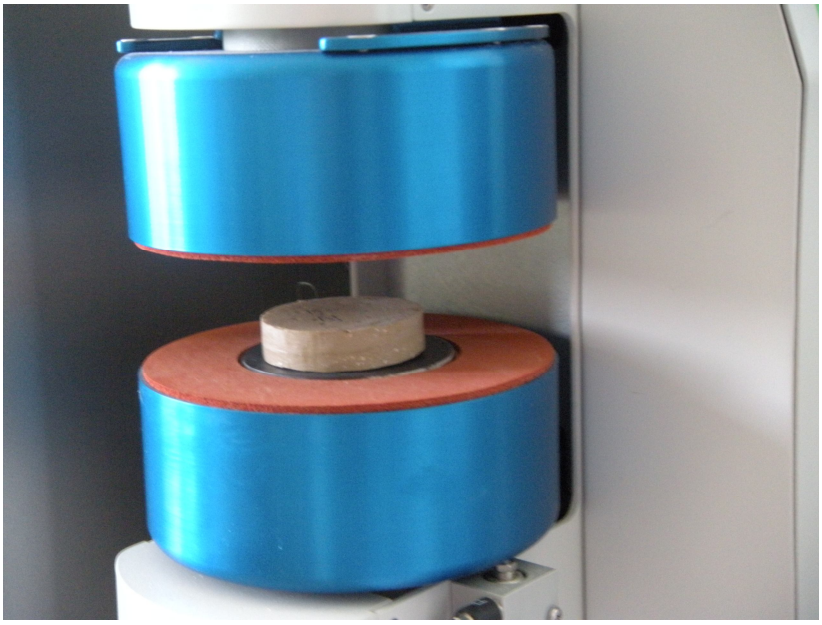
FOX50 cihazı IBM uyumlu bir bilgisayar ve 'WinTherm50' yazılım paketi ile birlikte çalışır. Cihazda korumalı yalıtım silindirleri ile bağlanmış paralel yuvarlak plakalar, klavye de dahil tüm elektronik aksamın olduğu gövde ve sıvı kristal görüntü [liquid-crystal display-(LCD)] alanı mevcuttur. Cihazın ölçüm kısmının şematik dizaynı Şekil 3-20' de gösterilmektedir. Üst plaka sabit, alt plaka ise yukarı aşağı yönde pnömatik mekanizma ile hareket edebilir durumdadır. Dijital kalınlık çıktı sensorü alt plakanın pozisyonunu izler. Alt plaka aşağı indiğinde numune iki plaka arasına yerleştirilebilir (Şekil 3-21). Her kapamada numunenin ortalama kalınlığı 0.025 netlikte tesbit edilir.



Şekil 3-19: Isı Debimetre Cihazı



Şekil 3-20: FOX 50 cihazının şematik görünümü



Şekil 3-21: Örneğin cihaz üzerine yerleştirilmesi

Yüksek çıkış ısı debimetreleri (High-output heat flow meters) (HFMs, transducers) her iki plakanın yüzeylerine bağlıdır. HFM yüzlerce küçük thermocouple'dan yapılmıştır ve yüksek sinyal hassasiyeti ve entegrasyonu sağlar. Dönüştürücülerin kalınlığı yaklaşık 1mm'dir. Tip E termocouple'lar her bir dönüştürücünün merkezine bağlıdır. Thermocouple'lar iki plakanın sıcaklıklarını da net bir şekilde okurlar.

24-bit analog-digital dönüştürücü (ADC) termocouple'ların analog sinyallerini ve ısı debimetrelerini 0.6 µV netlik çözünürlükte dijital alana dönüştürürler. Sıcaklık ölçümlerinin netlik çözünürlüğü ise 0.01 ˚C'dir. Plakaların sıcaklığı -10 ˚ ile 110 ˚C arasında ayarlanabilir.

FOX cihazının elektronik beyin kısmı Dijital Sinyal İşlemcisidir (Digital signal processor) (DSP). DSP cihazı operasyonunun her kısmını kontrol etmektedir.

FOX ısı debimetre cihazının genel prensibi Fourier-Biot kanunu olarak adlandırılan tek boyutlu denkleme dayanır:

$$q = -\lambda \, (dT/dx)$$

bu denklemde q numunede akan ısı akışını (W/m^2), λ numunenin ısı iletkenliğini ($W\ m^{-1}\ K^{-1}$), dT/dx numunenin eş sıcaklıktaki (isotherm) düz yüzeyinin sıcaklık değişimi derecesini ($K\ m^{-1}$) gösterir.

Düz bir örnek farklı sıcaklıklara sahip iki düz isothermal plaka arasına konduğunda sonuçta her bir örnek hacminde uniform bir tek boyutlu sıcaklık alanı oluşur (plakaların büyüklüğü numune kalınlığından daha geniş olduğu varsayıldığında). Numunedeki sıcaklık değişimi derecesi kalınlığı tarafından bölünen (Δx) yüzeylerindeki sıcaklıklar arası farka eşittir ΔT ($\Delta T = T_{hot\ surface} - T_{cold\ surface}$), çünkü burda ortalama sıcaklık değişim derecesi dT/dx, $-\Delta T/\Delta x$'e eşittir.

Düz yüzeyli numunenin termal direnci R_{sample} numunenin ısı iletkenliğince bölünen kalınlığına Δx [m] eşittir λ [$W\ m^{-1}\ K^{-1}$]:

$$R_{sample} = \Delta x / \lambda \qquad [m^2 K\ W^{-1}] \qquad (1)$$

Yüksek ısı iletkenlikli numune varlığında yüzeylerin sıcaklıkları cihazın plakalarının sıcaklıklarına eşit değildir, çünkü termal kontak direnci numunenin termal direncinden daha az değildir:

$$T_{cold} < T_{cold\ surface} < T_{hot\ surface} < T_{hot\ plate}$$

$$\delta T + \Delta T_{sample} + \delta T = \Delta T_{plates}$$

Termal kontak direnci R ısı akışı q [m2K W-1] tarafından bölünen iki kontakt yüzey arasındaki sıcaklık farkına δT [K] eşittir:

$$R = \delta T / q \qquad [m^2 K W^{-1}] \qquad (2)$$

ve bitişik materyallerin tipine, yüzey pürüzlülüklerine ve arayüz basıncına bağlıdır. Konu üzerinde uzun zamandır çalışılmasına rağmen iki gövde arasındaki temastaki kompleks ısı transfer mekanizması hakkında hala çok az bilgi mevcuttur.

Isı debimetre cihazındaki elektrik sinyali Q [µV], ısı akışı q [W/m^2] ile orantılıdır ve numunenin toplam termal direnci $\Delta x/\lambda$ ve iki termal kontakt direnci $2R$ tarafından bölünen sıcaklık değişimine ΔT eşittir:

$$Q = q / S_{cal} = \Delta T / [(\Delta x/\lambda + 2R)\, S_{cal}] \qquad [\mu V] \qquad (3)$$

Tüm ısı debimetre cihazları kalibre edilmelidir. Kalibrasyon sırasında ısı iletkenliği $\lambda_{cal(T)}$ iyi bilinen standart bir material kullanılarak her bir ısı akış dönüştürücü (alt ve üst plakaların) için kalibrasyon faktörü S_{cal} belirlenir. S_{cal} [W m^{-2} μV^{-1}], ısı akışı q [Wm^{-2}] ve dönüştürücünün yanıt sinyali Q [μV] arasında bir orantılılık faktörüdür (bak. 3.formül).

Büyük termal dirence (örneğin Extruded Polisitren gibi termal yalıtkanlar) sahip numune varlığında numunenin termal direnci $R_{sample} = \Delta x/\lambda$ termal kontak direnci $2R$'nden çoğu zaman daha fazladır, ki ikincisi kesinlik olmaksızın ihmal edilebilir. Normal bir ısı debimetre cihazının elektrik sinyali Q[μV] için yaklaşık formül şöyledir:

$$Q = \Delta T / [(\Delta x/\lambda)\, S_{cal}] \qquad [\mu V] \qquad (3a)$$

Düşük termal dirence sahip numune varlığında (oldukça yüksek ısı iletkenliğine sahip > 0.3 W/mK numune) numune yüzeylerinin termal kontak direnci ihmal edilmemelidir ve daha tam olan Formül 3 kullanılmalıdır. Termal kontak direnci $2R$ numunenin termal direncinden $(\Delta x/\lambda)$ daha fazla olabilir ve dikkate alınmadığında hatalı sonuçlar doğurabilir.

Iki bilinmeyen değer (λ ve $2R$) aynı materyalin farklı iki örneği ve farklı kalınlıkları Δx_1 ve Δx_2 kullanılarak tespit edilebilir. İki bilinmeyen değer içeren ısı akışı dönüştürücü sinyalleri Q_1 ve Q_2 için iki eşitlik mevcuttur (her iki örneğin iki yüzeyindeki ısı kontak dirençlerinin eşit olduğu varsayılmıştır):

$$Q_1 = \Delta T / [(\Delta x_1/\lambda + 2R)\, S_{cal}] \qquad (3\text{-}1)$$

$$Q_2 = \Delta T / [(\Delta x_2/\lambda + 2R)\, S_{cal}] \qquad (3\text{-}2)$$

burada ΔT sıcaklık farkı, λ numunenin ısı iletkenliği, $2R$ toplam termal kontakt direnci, Q_1 ve Q_2 ısı akış dönüştürücüden alınan sinyallerdir.

Termal kontakt direnci *2R* ve kalibrasyon faktörü S_{cal}, standart'ın bilinen ısı iletkenlik değeri λ_{cal} kullanılarak 3-1 ve 3-2 formül sistemlerinin çözümü ile hesaplanabilir:

$$2R_{cal} = (\Delta x_2 Q_2 - \Delta x_1 Q_1)/[\lambda_{cal}(Q_1 - Q_2)] \qquad [m^2K/W] \qquad (4)$$

$$S_{cal} = \Delta T \lambda_{cal} (Q_1 - Q_2) / [Q_1 Q_2 (\Delta x_2 - \Delta x_1)] \qquad [W/(m^2\mu V)] \qquad (5)$$

Termal kontakt direnci *2R* ve ısı iletkenliği λ, cihazın bilinen kalibrasyon faktörü S_{cal} kullanılarak 3-1 ve 3-2 eşitlik sistemleri ile hesaplanabilir:

$$R = (\Delta x_2 Q_2 - \Delta x_1 Q_1)\, \Delta T / [Q_1\, Q_2\, S_{cal}\, (\Delta x_2 - \Delta x_1)]; \; [m^2K/W] \qquad (6)$$

$$\lambda = S_{cal}\, Q_1\, Q_2\, (\Delta x_2 - \Delta x_1) / [\Delta T\, (Q_1 - Q_2)]; \; [W/(m\,K)] \qquad (7)$$

Tek örnek testleri termal kontak direnci *2R* bilindiği durumda da yapılabilir. Aynı materyalden, aynı yüzey kalitesinde fakat farklı kalınlıkta iki numune kullanarak önceden tesbit edilmelidir. Bu durumda numunenin ısı iletkenliği λ aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanabilir:<

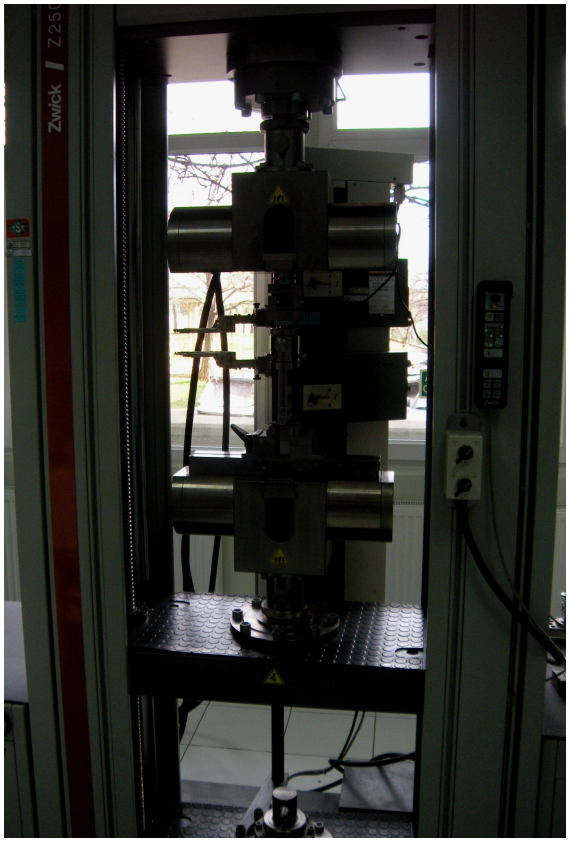
$$\lambda = \Delta x / [\Delta T/(S_{cal}\, Q) - 2R]; \qquad [W/(m\,K) \qquad (8)$$

Testler aynı ΔT ve ısı akış yönü kullanılarak kalibrasyonların sıcaklık aralığı içinde çeşitli sıcaklıklarda yapılabilir.

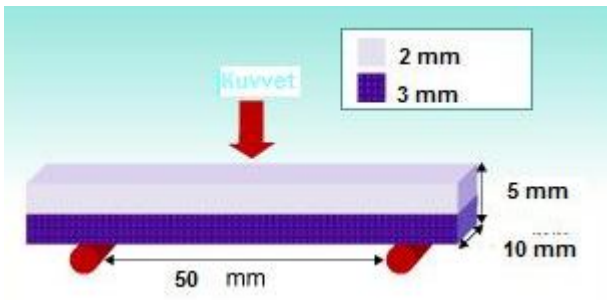
3.4. Örneklerin Üç Nokta Eğme Değerlerinin Ölçülmesi

Araştırmamızın ikinci safhası olan örneklerin kırılması işlemi için TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Laboratuarında bulunan Universal Testing Machine (Zwick GmbH & Co. KG,Ulm, Germany) kullanılmıştır (Şekil 3-22). Örneklerin tümü ISO 1567 'de (58) tarif edildiği gibi, üç nokta eğme testine tabi tutulmuşlardır. Düzeneğimizde destekler arası mesafe 50 mm olarak ayarlanmıştır

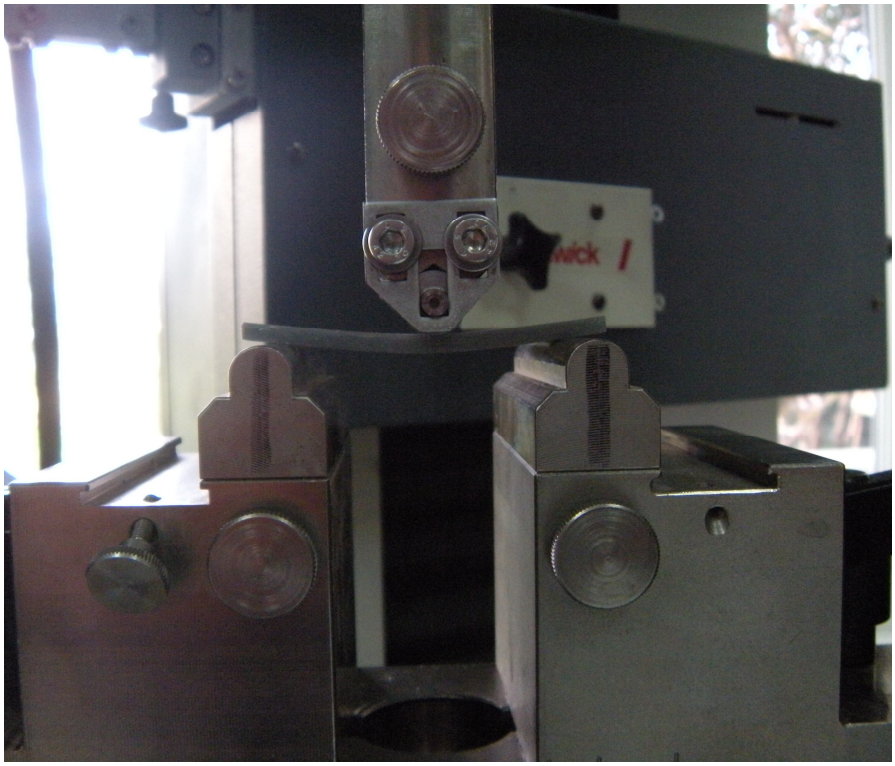
(Şekil 3-23). Örneklerin düzenek üzerinde merkezi tek noktada yüklenebilmesi için, örneğin eni boyunca orta noktasından bir çizgi çekilmiştir.



Şekil 3-22: Zwick marka Universal Testing Machine

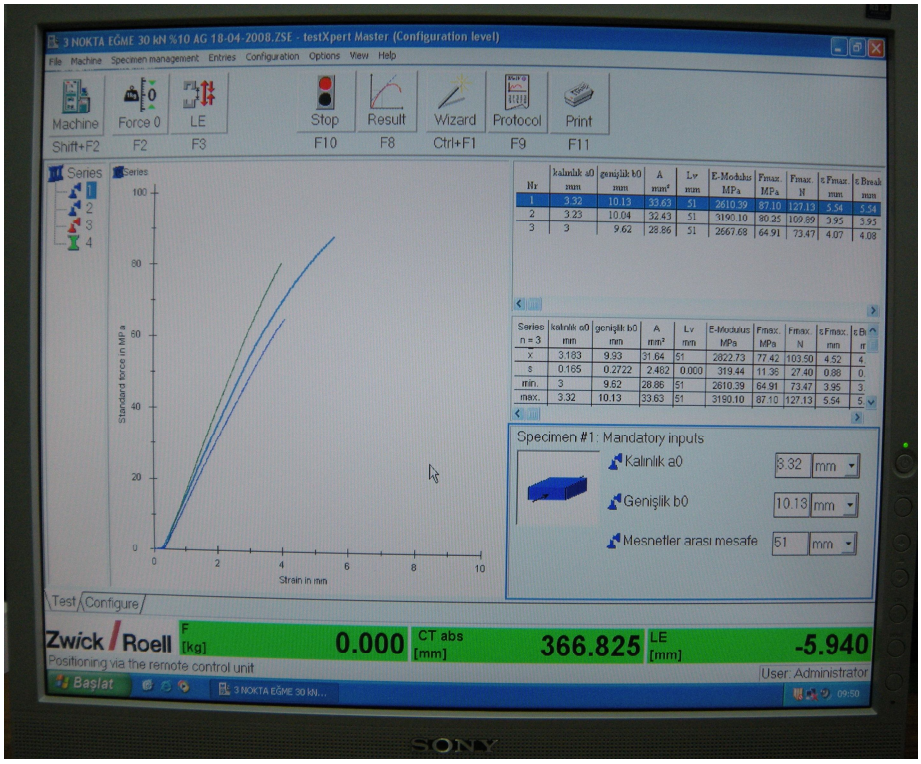


Şekil 3-23: Kırılma deneyinin şematik görünümü



Şekil 3-24: Düzenek üzerindeki örneklerin merkezden tek noktada yüklenmesi

Üç nokta eğme deneyinde 500 kilogram'a kadar yükleme kapasitesine sahip olan yük hücresi (Load Cell) kullanılmıştır. Deney sırasında yükleme çubuğu 5 mm/dk. sabit hız ile hareket etmiştir (Şekil 3-24). Örnekler yükleme yükü altında iken cihaza bağlı bilgisayarda bütün değerler program vasıtasıyla kaydedilmiştir. Kırılma anında maksimum kuvvet ve eğilme mesafesi kayıt edilip, yük deformasyon eğrileri çizilip elastik modülleri bilgisayar programı yardımıyla hesaplanmıştır (Şekil 3-25).



Şekil 3-25: Üç nokta eğme deneyinin bilgisayar yazılımı

Kırılma kuvvetleri (N) ve eğilme değerleri kaydedildikten sonra tüm örneklerin kırılma dayanımları ve elastikiyet modülleri aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\sigma = \frac{3 \times F \times I}{2 \times b \times h^2} \qquad E = \frac{I^3 \times F}{4 \times b \times h^3 \times d}$$

F: Örneğe uygulanan maksimum kuvvet (N)

I: Düzeneğin destekler arası mesafesi (50 mm)

b: Örnek genişliği (10 mm)

h: Örnek kalınlığı (3 veya 5mm)

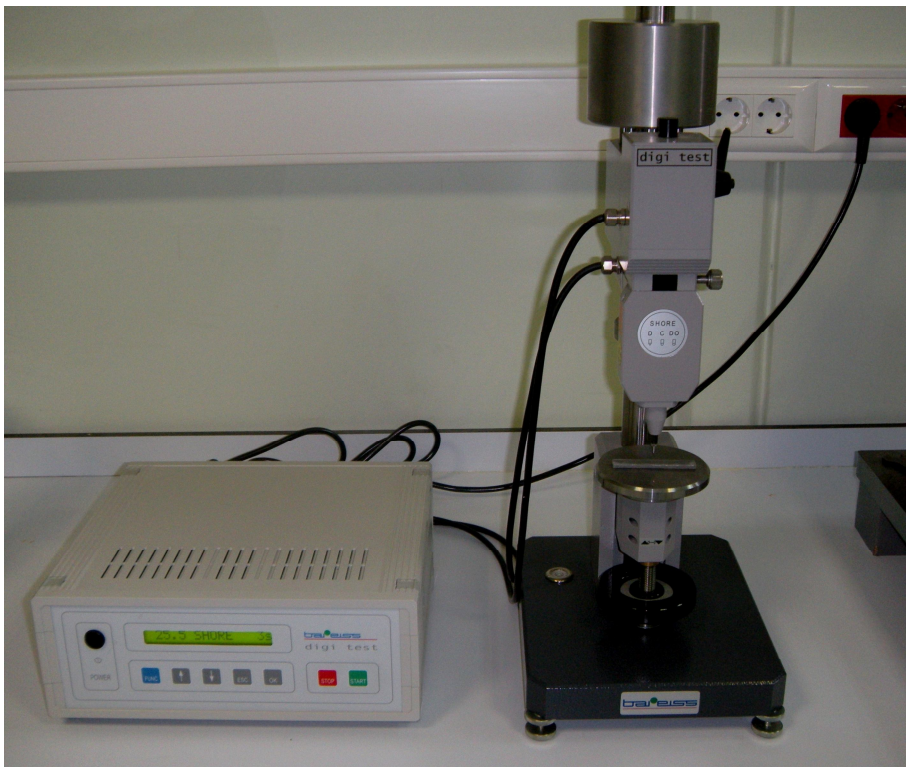
σ: Kırılma Dayanımı (N/mm^2)

E: Elastik modülü (MPa)

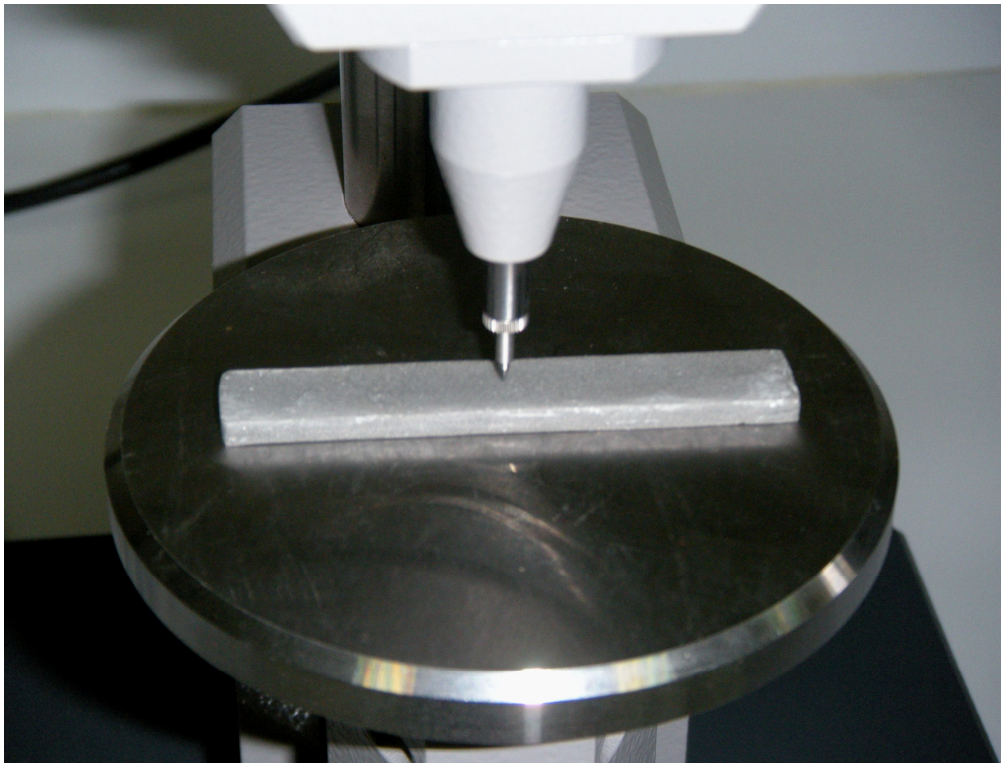
d: Eğilme değeri (mm)

3.5. Örneklerin Sertlik Değerlerinin Ölçülmesi

Örneklerin sertlik değerlerinin ölçümü işlemi için TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Laboratuarında bulunan Shore Digi Test Sertlik Ölçümü Cihazı (Bareiss,Oberdishingen, Germany) kullanılmıştır (Şekil 3-26, Şekil 3-27).



Şekil 3-26: Shore sertlik ölçümü cihazı



Şekil 3-27: Örneğin cihaz üzerinde görünümü

3.6. Örneklerin Yoğunluk, Porozite ve Su Emme Değerlerinin Ölçülmesi

Örneklerin yoğunluk, porozite ve su emme değerlerinin ölçümü TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Laboratuarında Arşimed Prensibine göre tesbit edilmiştir (Şekil 3-28).

Arşimed prensibine göre porozite, su emme ve yoğunluk tayininde örnekler su kaynamaya başladıktan itibaren yaklaşık iki saat boyunca kaynatılmıştır. Kaynatma sıcaklığı 110˚C'dir. Kaynamış numune dört saat su içinde bırakılmıştır. Su içinden çıkarılan numune ıslak bir bezle silinmiş ve sonra da tartımları yapılmıştır (Şekil 3-29).

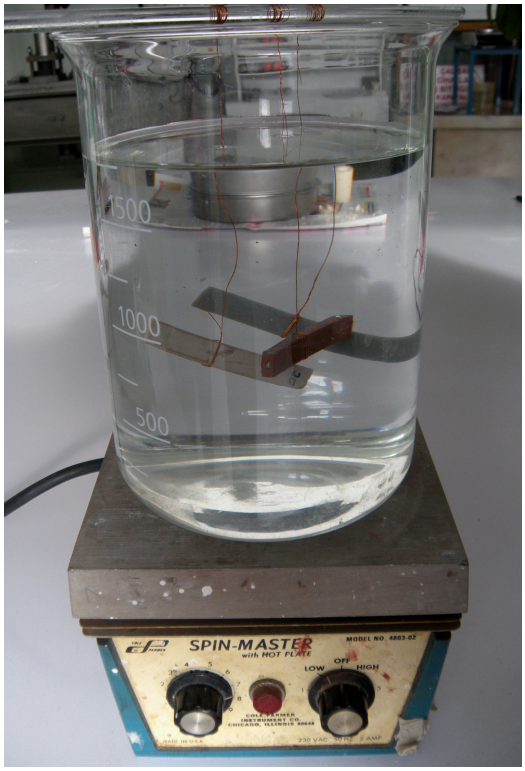
Arşimed Prensibine göre yoğunluk, porozite ve su emme değerleri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır:

Porozite: P(a) = M3 – M1 / M3 – M2 × 100

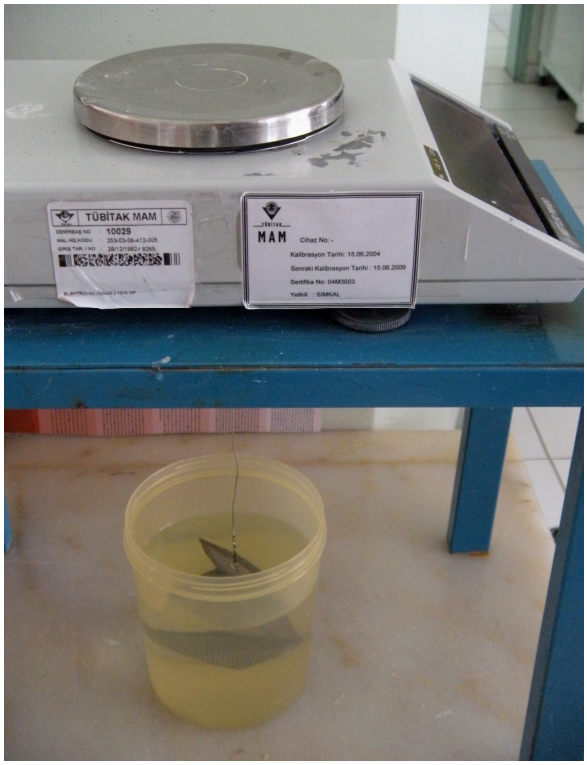
Su emme: %A = M3 – M1 / M1 × 100

Yoğunluk: B(D) = M1 / M3 – M2

M1=D=Kuru ağırlık (gr)
M2=S=Su içindeki ağırlık (gr)
M3=M=Doymuş (yaş) ağırlık (gr)



Şekil 3-28: Arşimed Yöntemi ile yoğunluk, su emme ve porozite tayini



Şekil 3-29: Tartım işlemlerinin yapılması

3.7. Örneklerin Scanning Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülerinin İncelenmesi

Örneklerin scanning electron microscope (SEM) görüntülerinin incelenmesi işlemi için TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü SEM Laboratuarında bulunan SEM cihazı (Jeol Ltd, Tokyo, Japan) kullanılmıştır (Şekil 3-30).



Şekil 3-30: SEM Labaratuvarı

3.8. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemi

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında da Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

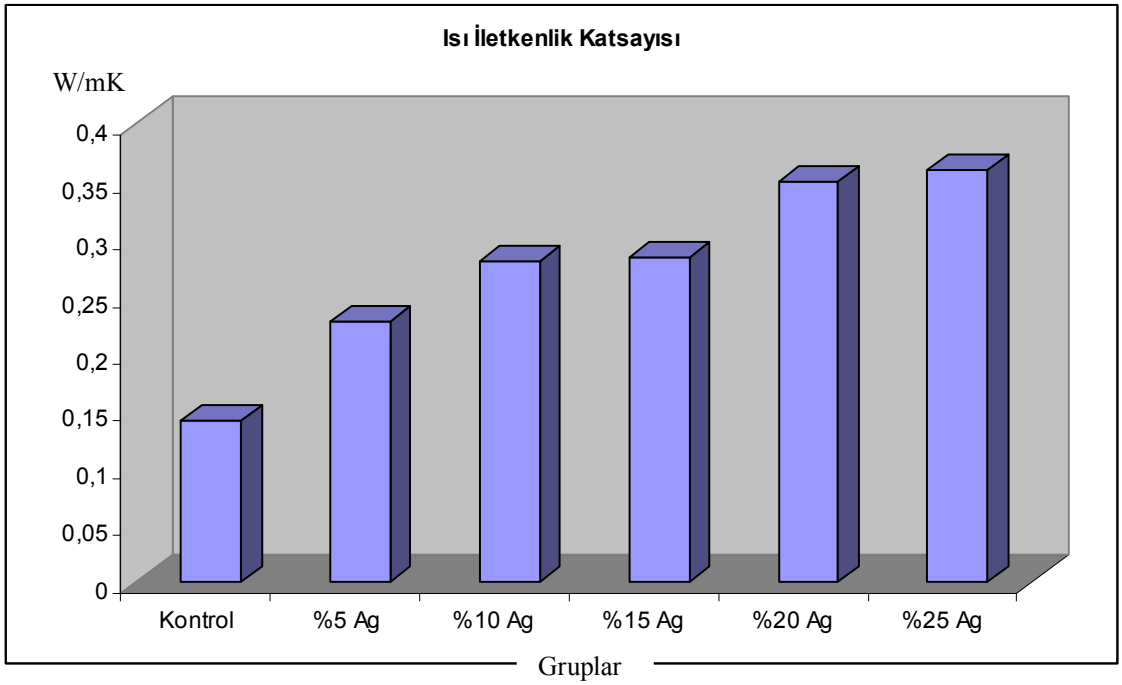
4.1. Isı İletkenlik Katsayısı Bulguları

4.1.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ag grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-1'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyi %5 Ag, %10 Ag, %15 Ag, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-1).

Tablo 4-1: Kontrol ile Ag Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Isı İletkenlik Katsayısı	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	0,140±0,000	0,140
%5 Ag	0,227±0,001	0,228
%10 Ag	0,279±0,001	0,280
%15 Ag	0,283±0,002	0,284
%20 Ag	0,347±0,005	0,350
%25 Ag	0,364±0,011	0,360
Kontrol-%5 Ag p	*0,046**	
Kontrol-%10 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%15 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%20 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ag p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



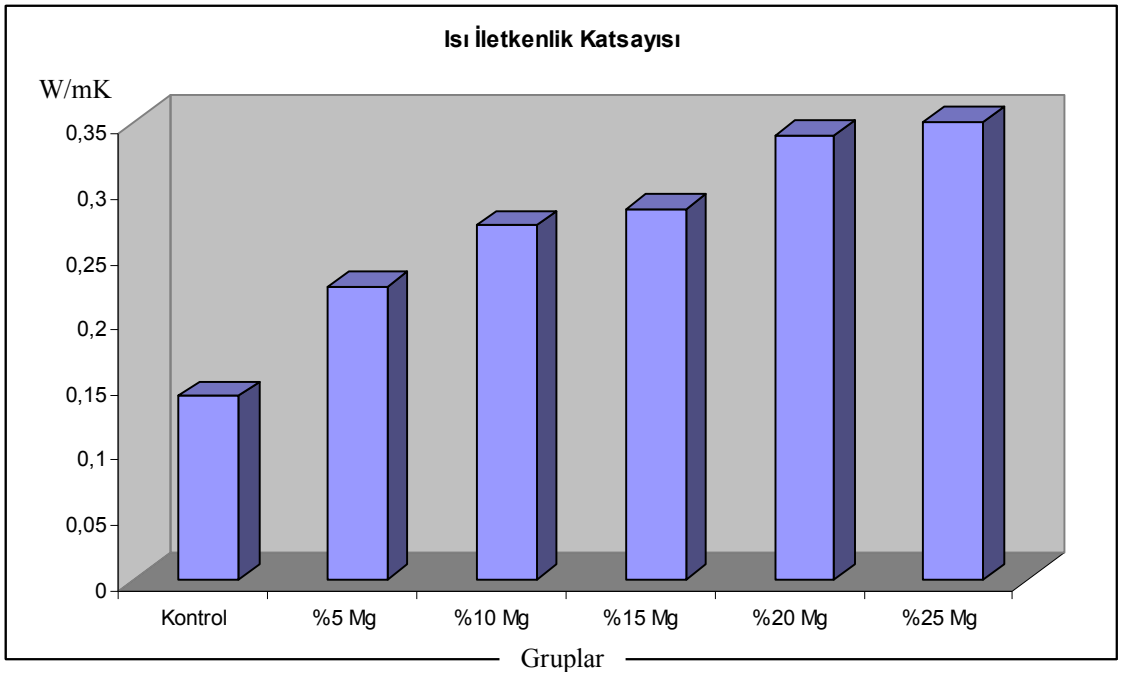
Şekil 4-1: Kontrol ile Ag Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeyleri

4.1.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Mg grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-2'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyi %5 Mg, %10 Mg, %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-2).

Tablo 4-2: Kontrol ile Mg Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Isı İletkenlik Katsayısı	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	0,140±0,000	0,140
%5 Mg	0,223±0,002	0,224
%10 Mg	0,272±0,002	0,271
%15 Mg	0,285±0,002	0,284
%20 Mg	0,341±0,006	0,340
%25 Mg	0,348±0,006	0,350
Kontrol-%5 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%10 Mg p	*0,046**	
Kontrol-%15 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%20 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%25 Mg p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



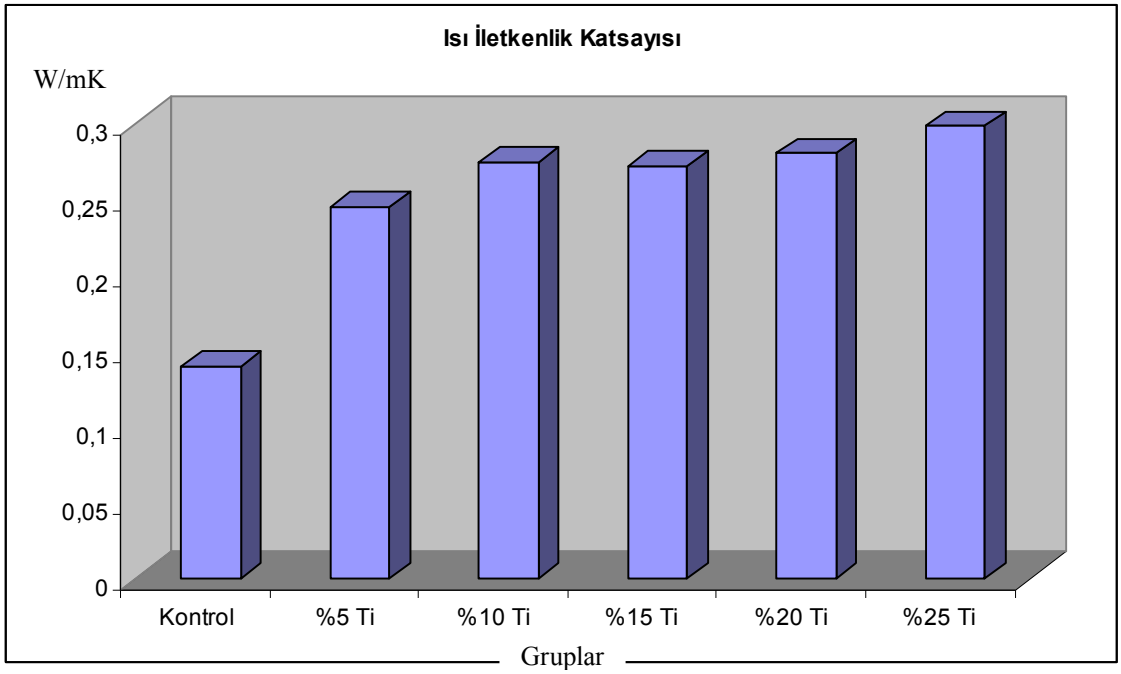
Şekil 4-2: Kontrol ile Mg grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

4.1.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ti grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-3'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyi %5 Ti, %10 Ti, %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-3).

Tablo 4-3: Kontrol ile Ti Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Isı İletkenlik Katsayısı	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	0,140±0,000	0,140
%5 Ti	0,243±0,003	0,245
%10 Ti	0,273±0,003	0,274
%15 Ti	0,273±0,002	0,272
%20 Ti	0,279±0,006	0,280
%25 Ti	0,301±0,007	0,298
Kontrol-%5 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%10 Ti p	*0,046**	
Kontrol-%15 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%20 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ti p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



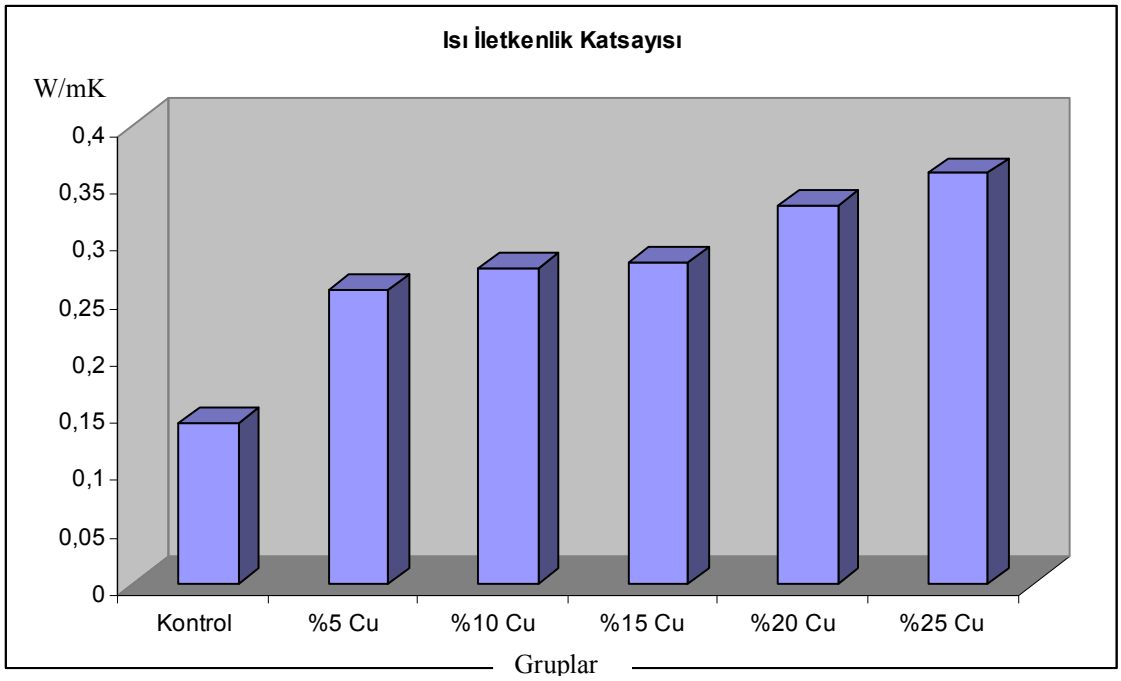
Şekil 4-3: Kontrol ile Ti grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

4.1.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Cu grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-4'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyi %5 Cu, %10 Cu, %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-4).

Tablo 4-4: Kontrol ile Cu Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Isı İletkenlik Katsayısı	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	0,140±0,000	0,140
%5 Cu	0,257±0,002	0,256
%10 Cu	0,275±0,001	0,275
%15 Cu	0,279±0,001	0,280
%20 Cu	0,333±0,006	0,330
%25 Cu	0,359±0,005	0,358
Kontrol-%5 Cu p	*0,046**	
Kontrol-%10 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%15 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%20 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%25 Cu p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



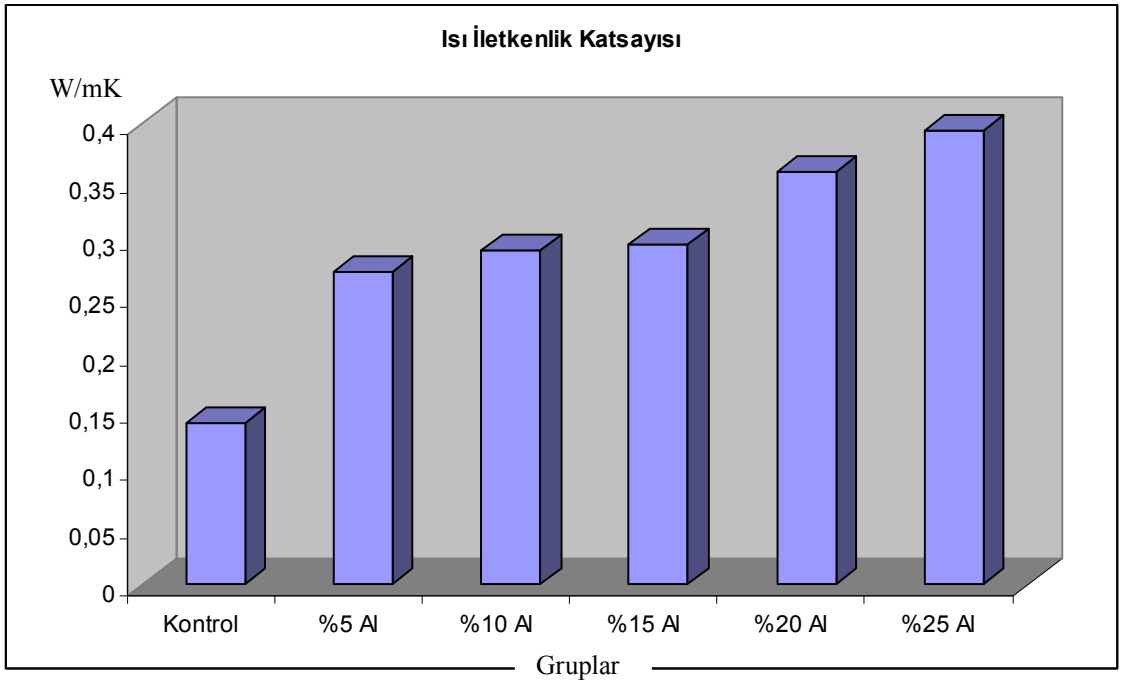
Şekil 4-4: Kontrol ile Cu grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

4.1.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Al grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-5'de gösterilmiştir. Buna göre Kontrol grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyi %5 Al, %10 Al, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-5).

Tablo 4-5: Kontrol ile Al Grubunun Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Isı İletkenlik Katsayısı	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	0,140±0,000	0,140
%5 Al	0,271±0,001	0,271
%10 Al	0,292±0,002	0,291
%15 Al	0,296±0,002	0,295
%20 Al	0,360±0,006	0,359
%25 Al	0,396±0,007	0,395
Kontrol-%5 Al p	*0,050**	
Kontrol-%10 Al p	*0,050**	
Kontrol-%15 Al p	*0,050**	
Kontrol-%20 Al p	*0,050**	
Kontrol-%25 Al p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



Şekil 4-5: Kontrol ile Al grubunun ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

4.1.6. Deney Grupları Arasında Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Deney gruplarının ısı iletkenlik katsayılarının ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-6 ve Tablo 4-7'de gösterilmiştir.

Tablo 4-6: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Isı İletkenlik Katsayısı		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	0,227±0,001	0,228	
%10 Ag	0,279±0,001	0,280	
%15 Ag	0,283±0,002	0,284	***0,011****
%20 Ag	0,347±0,005	0,350	
%25 Ag	0,364±0,011	0,360	
%5 Mg	0,223±0,002	0,224	
%10 Mg	0,272±0,002	0,271	
%15 Mg	0,285±0,002	0,284	***0,011****
%20 Mg	0,341±0,006	0,340	
%25 Mg	0,348±0,006	0,350	
%5 Ti	0,243±0,003	0,245	
%10 Ti	0,273±0,003	0,274	
%15 Ti	0,273±0,002	0,272	***0,021****
%20 Ti	0,279±0,006	0,280	
%25 Ti	0,301±0,007	0,298	
%5 Cu	0,257±0,002	0,256	
%10 Cu	0,275±0,001	0,275	
%15 Cu	0,279±0,001	0,280	***0,011****
%20 Cu	0,333±0,006	0,330	
%25 Cu	0,359±0,005	0,358	
%5 Al	0,271±0,001	0,271	
%10 Al	0,292±0,002	0,291	
%15 Al	0,296±0,002	0,295	***0,011****
%20 Al	0,360±0,006	0,359	
%25 Al	0,396±0,007	0,395	

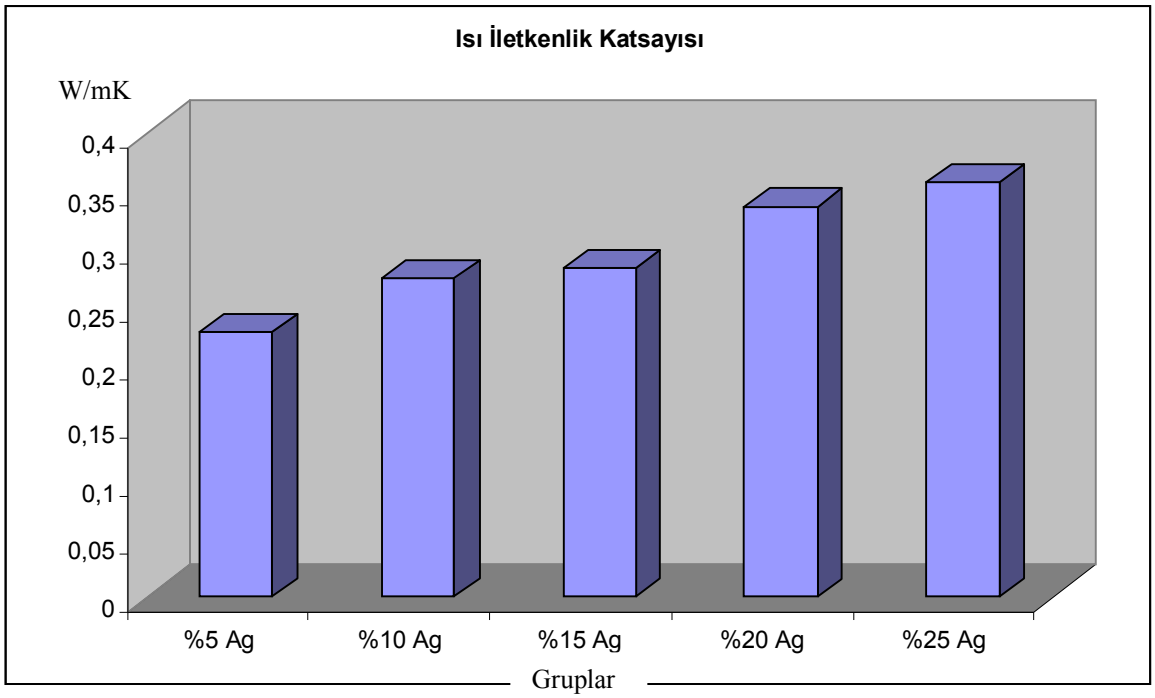
Kruskal Wallis test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Tablo 4-7: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Isı İletkenlik Katsayısı									
	%5-%10	***%5-%15***	***%5-%20***	***%5-%25***	***%10-%15***	***%10-%20***	***%10-%25***	***%15-%20***	***%15-%25***	***%20-%25***
Ag	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,184	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *
Mg	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,127
Ti	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	1,000	0,275	0,050 *	0,184	0,050 *	0,050 *
Cu	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *
Al	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,184	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *

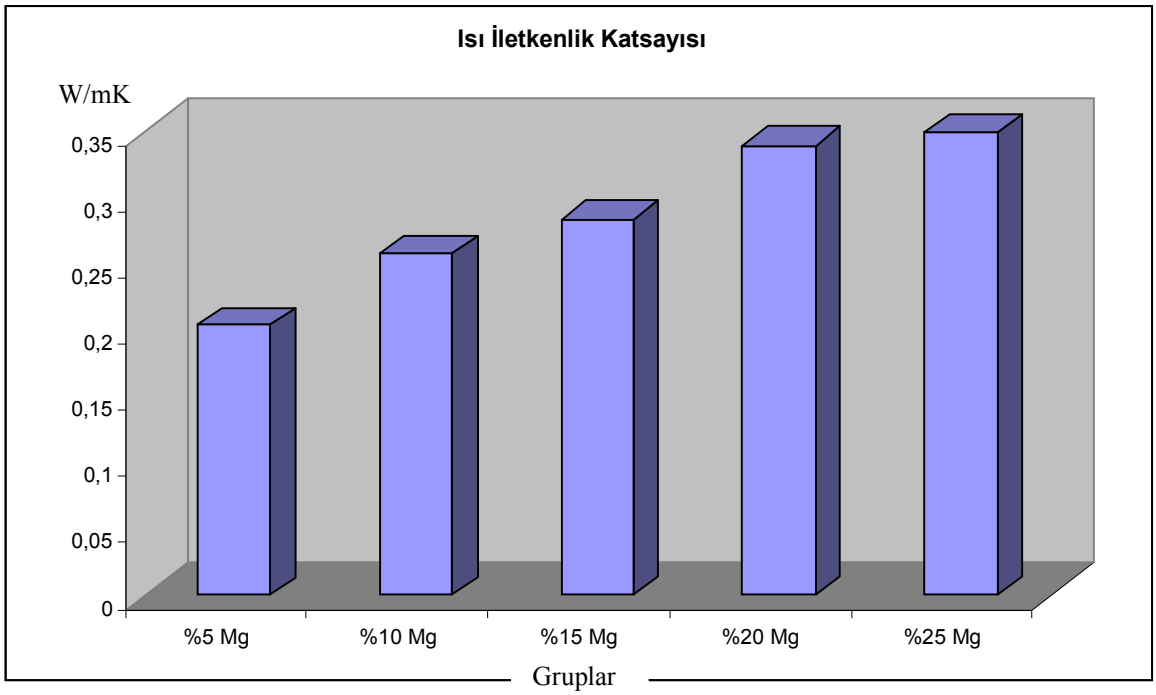
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Buna göre %5, %10, %15, %20 ve %25 Ag gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %10 Ag, %15 Ag, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %15 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %10 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %25 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-6).



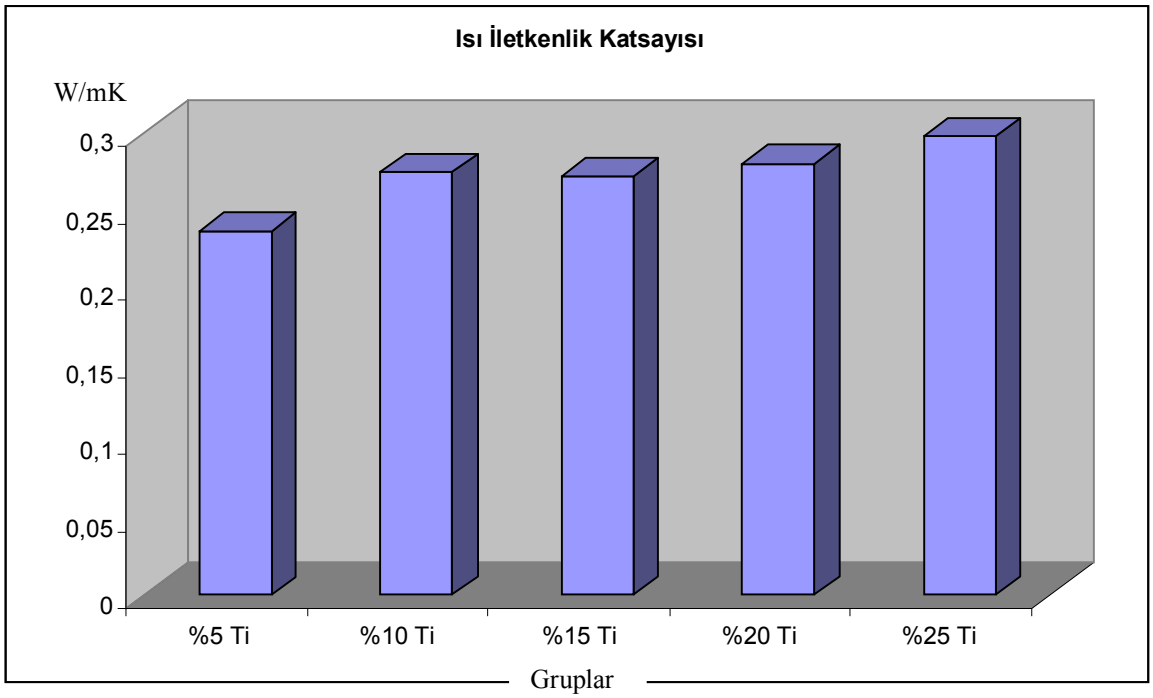
Şekil 4-6: Ag gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Mg gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %10 Mg, %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %25 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-7).



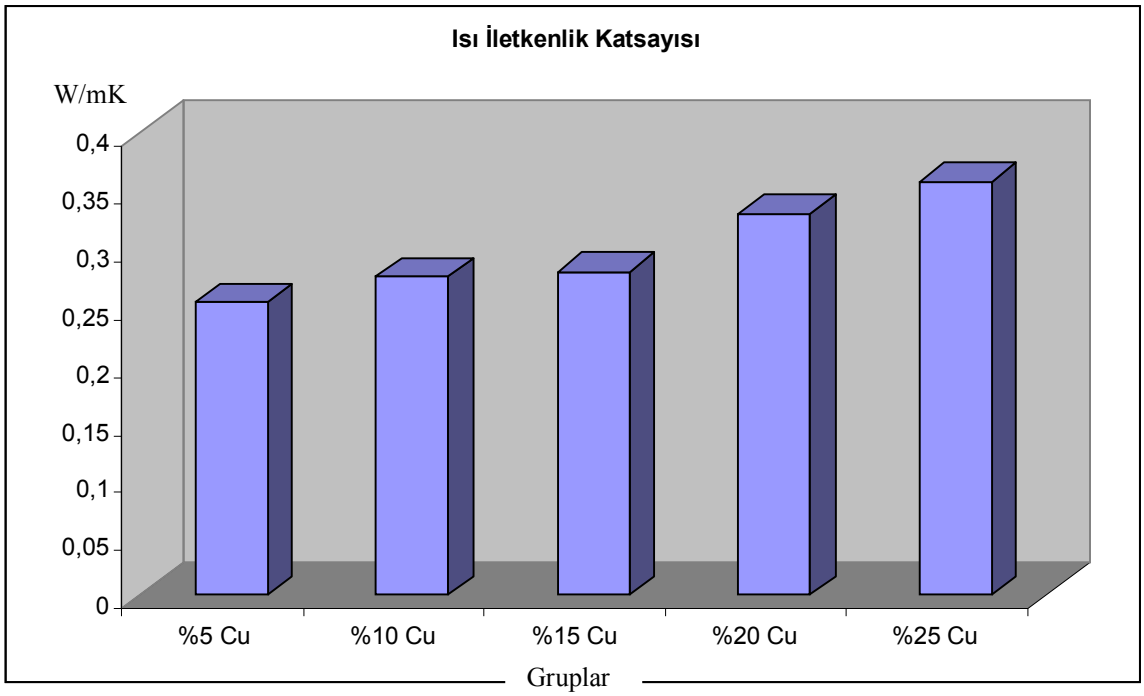
Şekil 4-7: Mg gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Ti gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %10 Ti, %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %15 Ti ve %20 Ti gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %10 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %25 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %20 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %15 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %25 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %25 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-8).



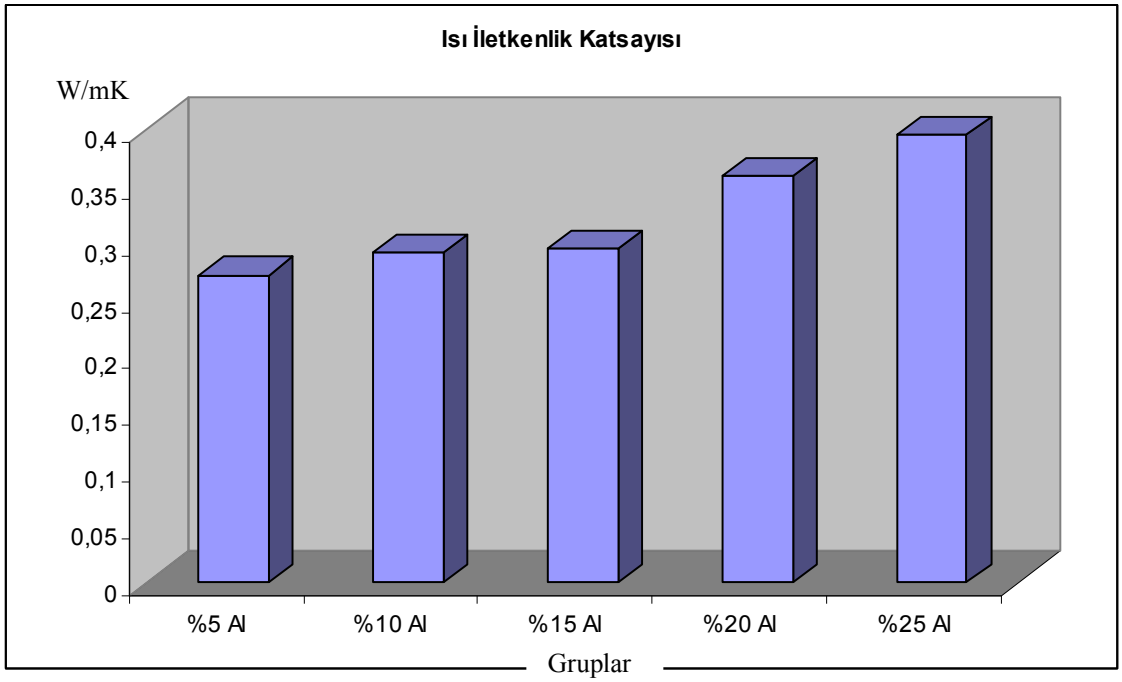
Şekil 4-8: Ti gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Cu gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %10 Cu, %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %25 Cu grubunun ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-9).



Şekil 4-9: Cu gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Al gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %10 Al, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %15 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %10 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %20 Al ve %25 Al gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %20 Al ve %25 Al gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %25 Al grubunun ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-10).



Şekil 4-10: Al gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

4.1.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Yüzdelere göre deney gruplarının ısı iletkenlik katsayısı düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-8 ve Tablo 4-9'da gösterilmiştir.

Tablo 4-8: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Isı İletkenlik Katsayısı		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	0,227±0,001	0,228	
%5 Mg	0,223±0,002	0,224	
%5 Ti	0,243±0,003	0,245	***0,011****
%5 Cu	0,257±0,002	0,256	
%5 Al	0,271±0,001	0,271	
%10 Ag	0,279±0,001	0,280	
%10 Mg	0,272±0,002	0,271	
%10 Ti	0,273±0,003	0,274	***0,021****
%10 Cu	0,275±0,001	0,275	
%10 Al	0,292±0,002	0,291	
%15 Ag	0,283±0,002	0,284	
%15 Mg	0,285±0,002	0,284	
%15 Ti	0,273±0,002	0,272	***0,015****
%15 Cu	0,279±0,001	0,280	
%15 Al	0,296±0,002	0,295	
%20 Ag	0,347±0,005	0,350	
%20 Mg	0,341±0,006	0,340	
%20 Ti	0,279±0,006	0,280	***0,012****
%20 Cu	0,333±0,006	0,330	
%20 Al	0,360±0,006	0,359	
%25 Ag	0,364±0,011	0,360	
%25 Mg	0,348±0,006	0,350	
%25 Ti	0,301±0,007	0,298	***0,013****
%25 Cu	0,359±0,005	0,358	
%25 Al	0,396±0,007	0,395	

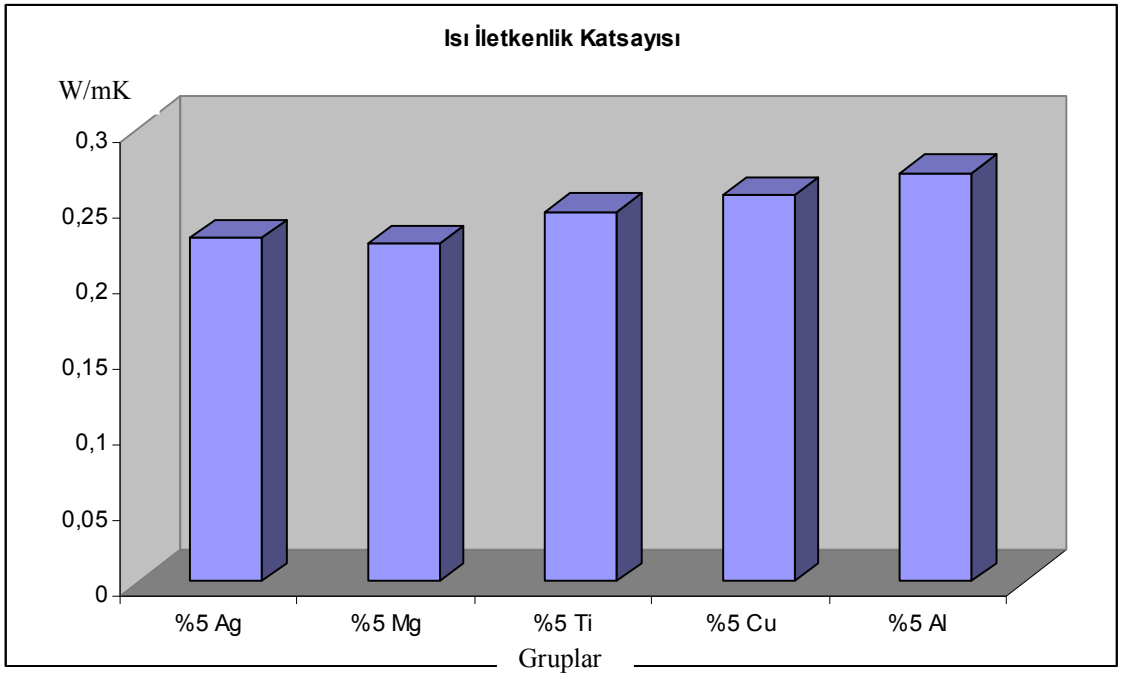
Kruskal Wallis test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Tablo 4-9: Isı İletkenlik Katsayısı Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Isı İletkenlik Katsayısı									
	Ag-Mg	***Ag-Ti***	***Ag-Cu***	***Ag-Al***	***Mg-Ti***	***Mg-Cu***	***Mg-Al***	***Ti-Cu***	***Ti-Al***	***Cu-Al***
%5	0,046 *	0,046 *	0,043 *	0,046 *	0,050 *	0,046 *	0,050 *	0,046 *	0,050 *	0,046 *
%10	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,825	0,178	0,046 *	0,376	0,050 *	0,050 *
%15	0,658	0,050 *	0,184	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *
%20	0,127	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,184	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *
%25	0,050 *	0,050 *	0,513	0,050 *	0,050 *	0,077	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *

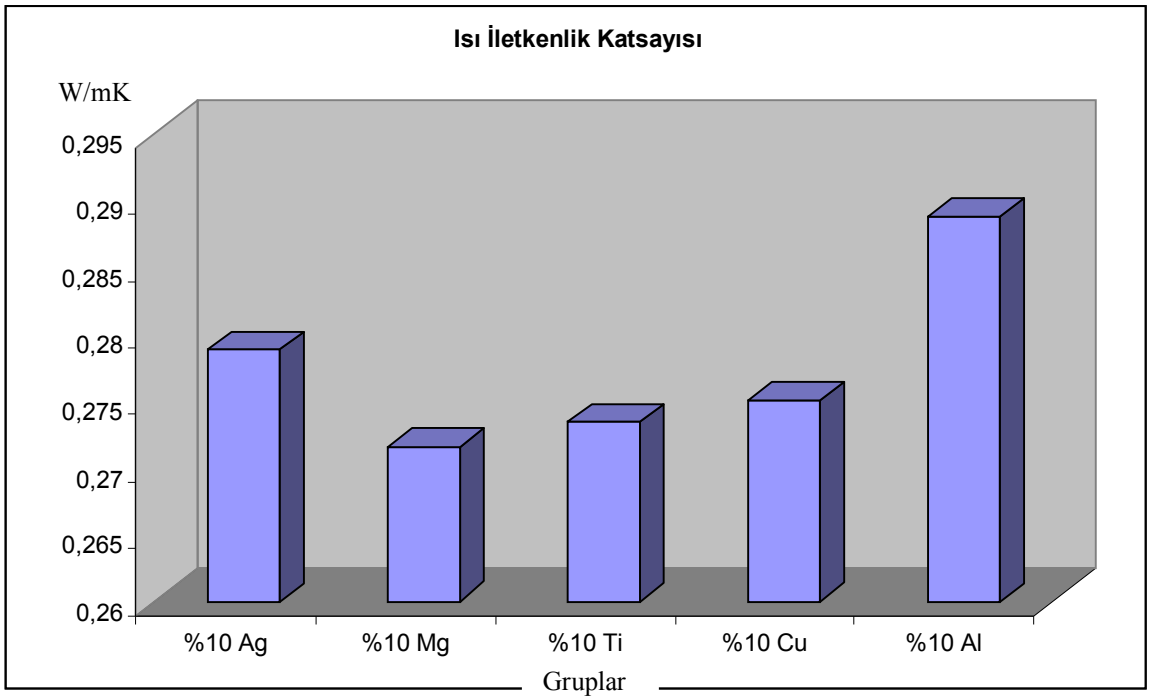
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

%5 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Mg grubundan anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.05$); Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %5 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %5 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Cu ve Al gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Al grubunun ısı iletkenlik düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-11).



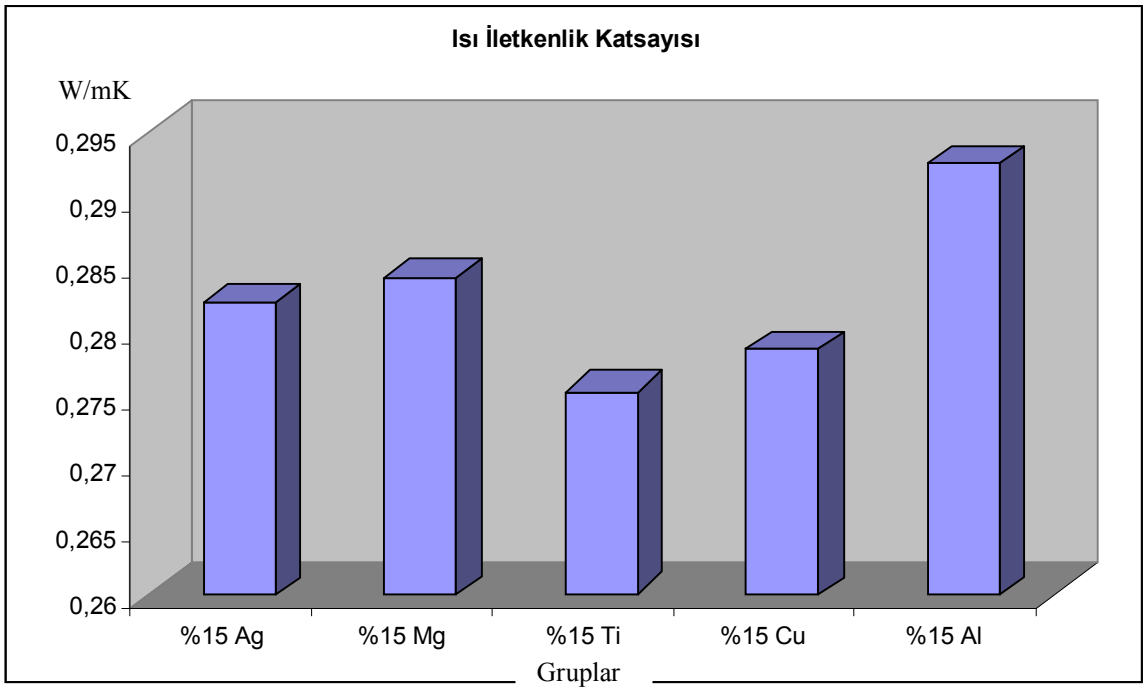
Şekil 4-11: Grupların %5 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %10 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Mg, Ti ve Cu gruplarından anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile Ti ve Cu gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Al grubunun ısı iletkenlik düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-12).



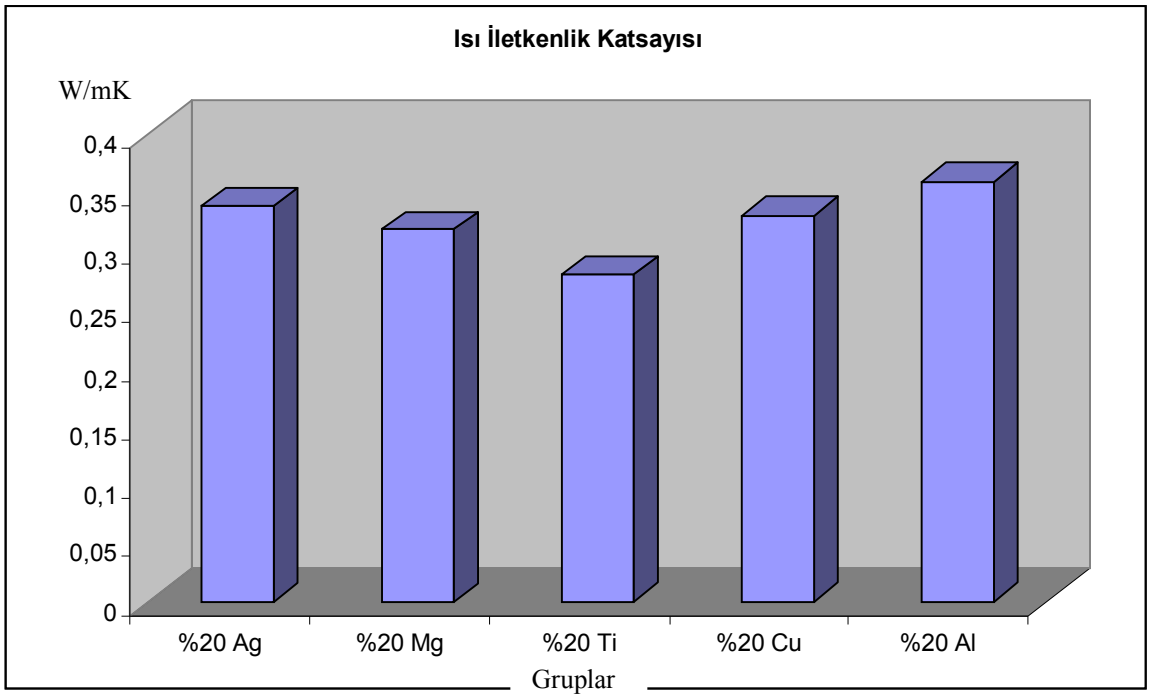
Şekil 4-12: Grupların %10 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%15 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %15 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile Mg ve Cu grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi Ti grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi Ti ve Cu gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi Cu ve Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Al grubunun ısı iletkenlik düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-13).



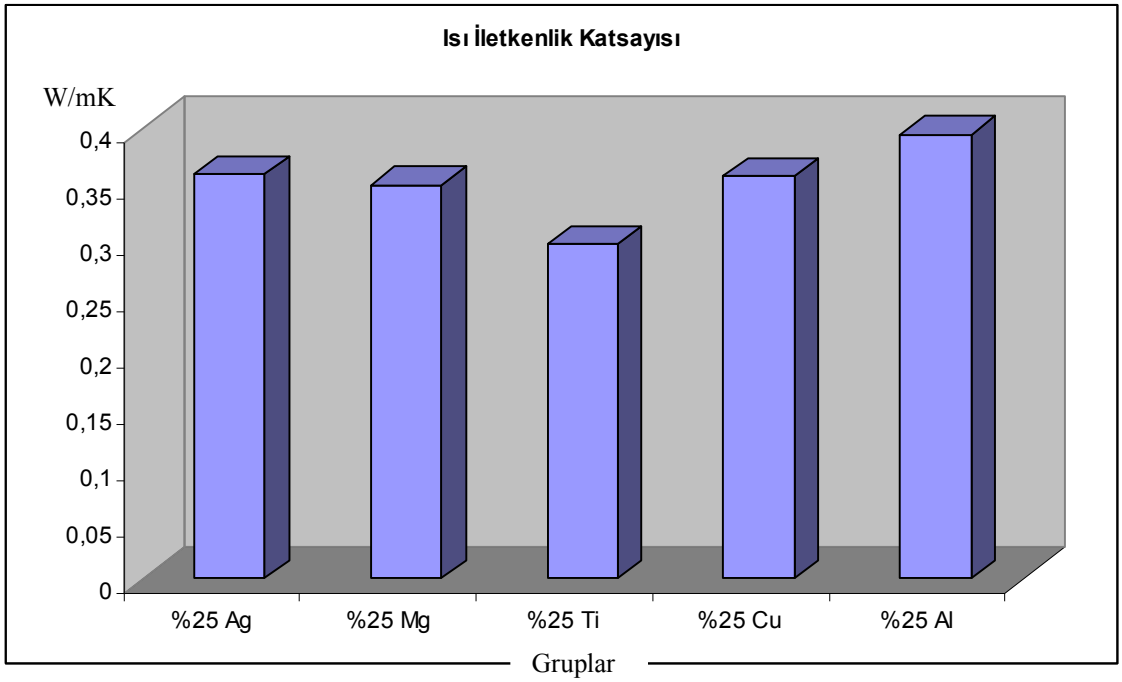
Şekil 4-13: Grupların %15 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %20 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile Mg grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi Ti ve Cu gruplarından anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile Cu grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi Ti grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi Cu ve Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Al grubunun ısı iletkenlik düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-14).



Şekil 4-14: Grupların %5 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %25 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile Cu grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi Mg ve Ti gruplarından anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %25 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile Cu grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi Ti grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %25 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi Cu ve Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun ısı iletkenlik düzeyi, Al grubunun ısı iletkenlik düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-15).



Şekil 4-15: Grupların %25 yüzdedeki ısı iletkenlik katsayısı düzeyleri

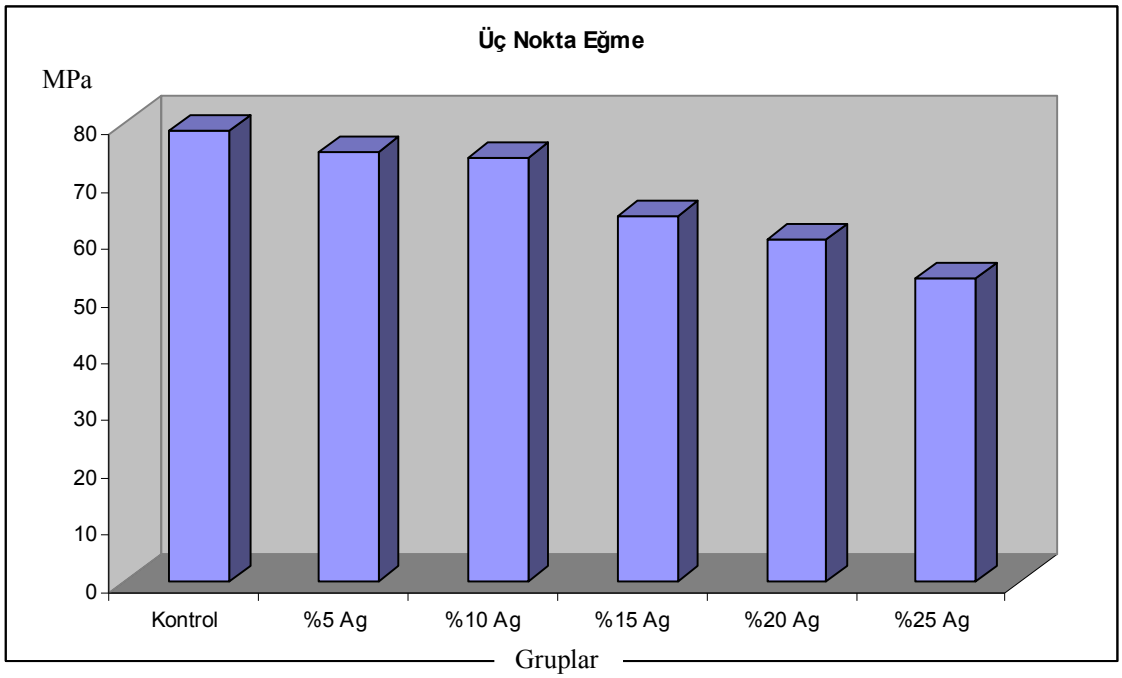
4.2. Üç Nokta Eğme Bulguları

4.2.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ag grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının üç nokta eğme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-10'da gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %5 Ag ve %10 Ag gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi %15 Ag, %20 Ag ve %25 Ag gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-16).

Tablo 4-10: Kontrol ile Ag Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Üç Nokta Eğme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	79,39±3,43	78,84
%5 Ag	74,49±5,87	75,17
%10 Ag	73,00±5,05	74,09
%15 Ag	64,90±4,67	63,77
%20 Ag	56,53±6,45	59,84
%25 Ag	50,77±4,42	52,94
Kontrol-%5 Ag p	*0,275*	
Kontrol-%10 Ag p	*0,127*	
Kontrol-%15 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%20 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ag p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



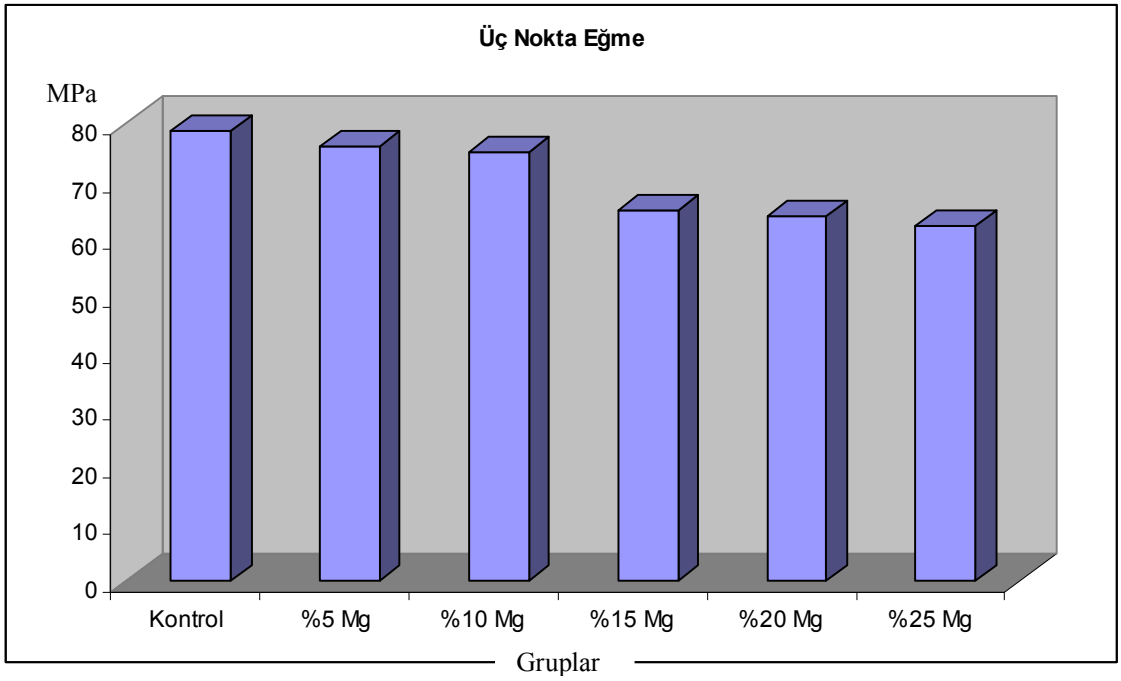
Şekil 4-16: Kontol ile Ag grubunun üç nokta eğme düzeyleri

4.2.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Mg grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının üç nokta eğme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-11'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %5 Mg ve %10 Mg gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-17).

Tablo 4-11: Kontrol ile Mg Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Üç Nokta Eğme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	79,39±3,43	78,84
%5 Mg	75,35±1,48	76,09
%10 Mg	75,58±1,55	75,18
%15 Mg	65,72±4,44	64,85
%20 Mg	63,41±4,15	63,88
%25 Mg	61,73±0,72	62,11
Kontrol-%5 Mg p	*0,127*	
Kontrol-%10 Mg p	*0,127*	
Kontrol-%15 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%20 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%25 Mg p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



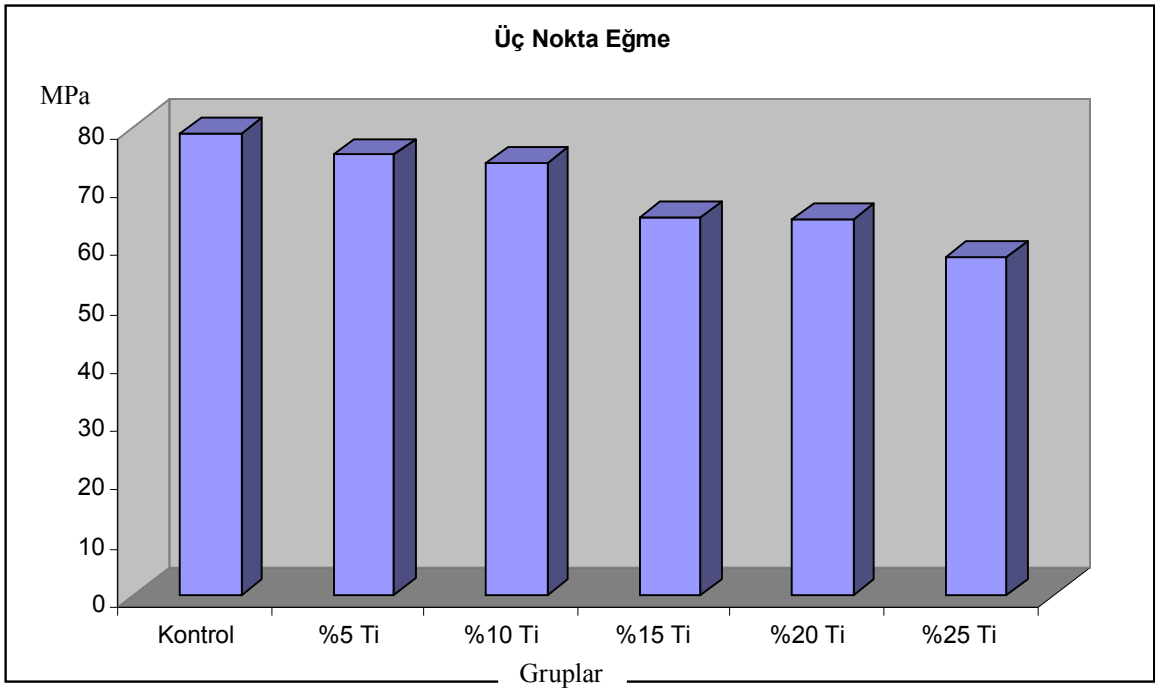
Şekil 4-17: Kontrol ile Mg grubunun üç nokta eğme düzeyleri

4.2.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ti grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının üç nokta eğme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-12'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %5 Ti ve %10 Ti gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-18).

Tablo 4-12: Kontrol ile Ti Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Üç Nokta Eğme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	79,39±3,43	78,84
%5 Ti	74,79±4,23	74,55
%10 Ti	73,77±6,53	73,83
%15 Ti	65,46±3,70	64,71
%20 Ti	64,33±1,42	64,34
%25 Ti	60,41±4,81	57,73
Kontrol-%5 Ti p	*0,127*	
Kontrol-%10 Ti p	*0,127*	
Kontrol-%15 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%20 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ti p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



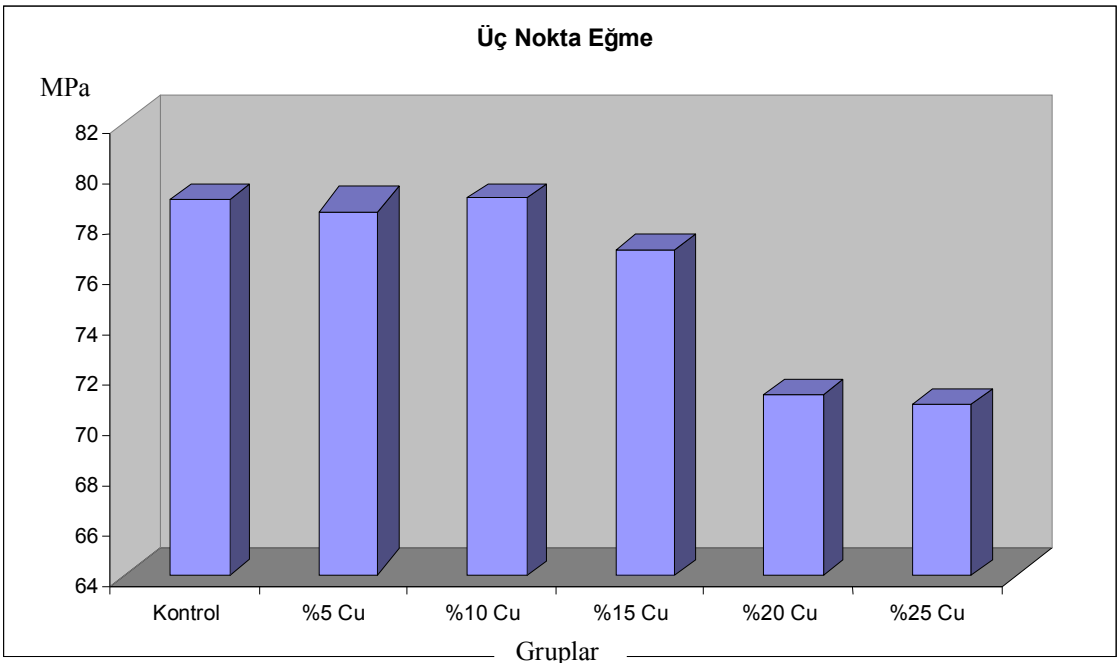
Şekil 4-18: Kontrol ile Ti grubunun üç nokta eğme düzeyleri

4.2.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Cu grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının üç nokta eğme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-13'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %5 Cu, %10 Cu ve %15 Cu gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi %20 Cu ve %25 Cu gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-19).

Tablo 4-13: Kontrol ile Cu Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Üç Nokta Eğme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	79,39±3,43	78,84
%5 Cu	78,62±11,01	72,37
%10 Cu	78,02±7,97	80,94
%15 Cu	77,07±1,50	76,91
%20 Cu	71,44±4,01	71,17
%25 Cu	70,37±3,43	70,78
Kontrol-%5 Cu p	*0,513*	
Kontrol-%10 Cu p	*0,827*	
Kontrol-%15 Cu p	*0,275*	
Kontrol-%20 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%25 Cu p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



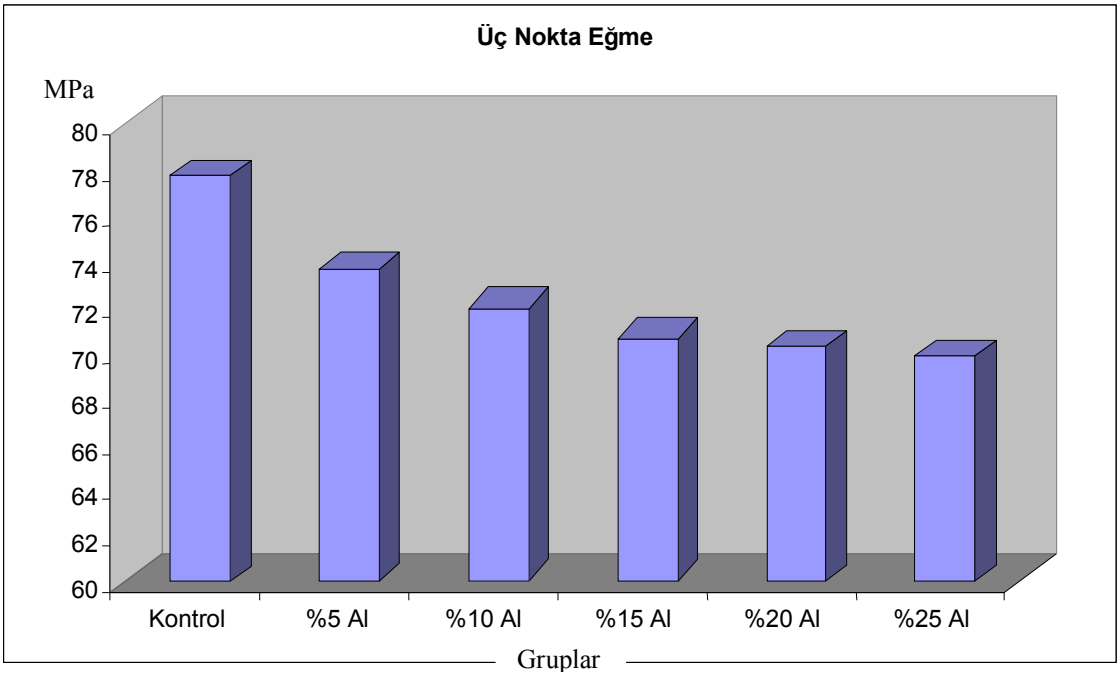
Şekil 4-19: Kontrol ile Cu grubunun üç nokta eğme düzeyleri

4.2.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Al grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının üç nokta eğme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-15'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %5 Al ve %10 Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Kontrol grubunun üç nokta eğme düzeyi %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-20).

Tablo 4-14: Kontrol ile Al Grubunun Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Üç Nokta Eğme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	79,39±3,43	78,84
%5 Al	74,12±4,52	71,89
%10 Al	70,84±4,56	68,31
%15 Al	67,05±4,63	67,53
%20 Al	69,43±7,48	70,22
%25 Al	69,98±4,34	69,85
Kontrol-%5 Al p	*0,275*	
Kontrol-%10 Al p	*0,127*	
Kontrol-%15 Al p	*0,050**	
Kontrol-%20 Al p	*0,050**	
Kontrol-%25 Al p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



Şekil 4-20: Kontrol ile Al grubunun üç nokta eğme düzeyleri

4.2.6. Deney Grupları Arasında Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Deney gruplarının ısı iletkenlik katsayılarının ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-15 ve Tablo 4-16'da gösterilmiştir.

Tablo 4-15: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Üç Nokta Eğme		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	74,49±5,87	75,17	
%10 Ag	73,00±5,05	74,09	
%15 Ag	64,90±4,67	63,77	***0,020****
%20 Ag	56,53±6,45	59,84	
%25 Ag	50,77±4,42	52,94	
%5 Mg	75,35±1,48	76,09	
%10 Mg	75,58±1,55	75,18	
%15 Mg	65,72±4,44	64,85	***0,031****
%20 Mg	63,41±4,15	63,88	
%25 Mg	61,73±0,72	62,11	
%5 Ti	74,79±4,23	74,55	
%10 Ti	73,77±6,53	73,83	
%15 Ti	65,46±3,70	64,71	***0,031****
%20 Ti	64,33±1,42	64,34	
%25 Ti	60,41±4,81	57,73	
%5 Cu	78,62±11,01	72,37	
%10 Cu	78,02±7,97	80,94	
%15 Cu	77,07±1,50	76,91	*0,258*
%20 Cu	71,44±4,01	71,17	
%25 Cu	70,37±3,43	70,78	
%5 Al	74,12±4,52	71,89	
%10 Al	70,84±4,56	68,31	
%15 Al	67,05±4,63	67,53	*0,530*
%20 Al	69,43±7,48	70,22	
%25 Al	69,98±4,34	69,85	

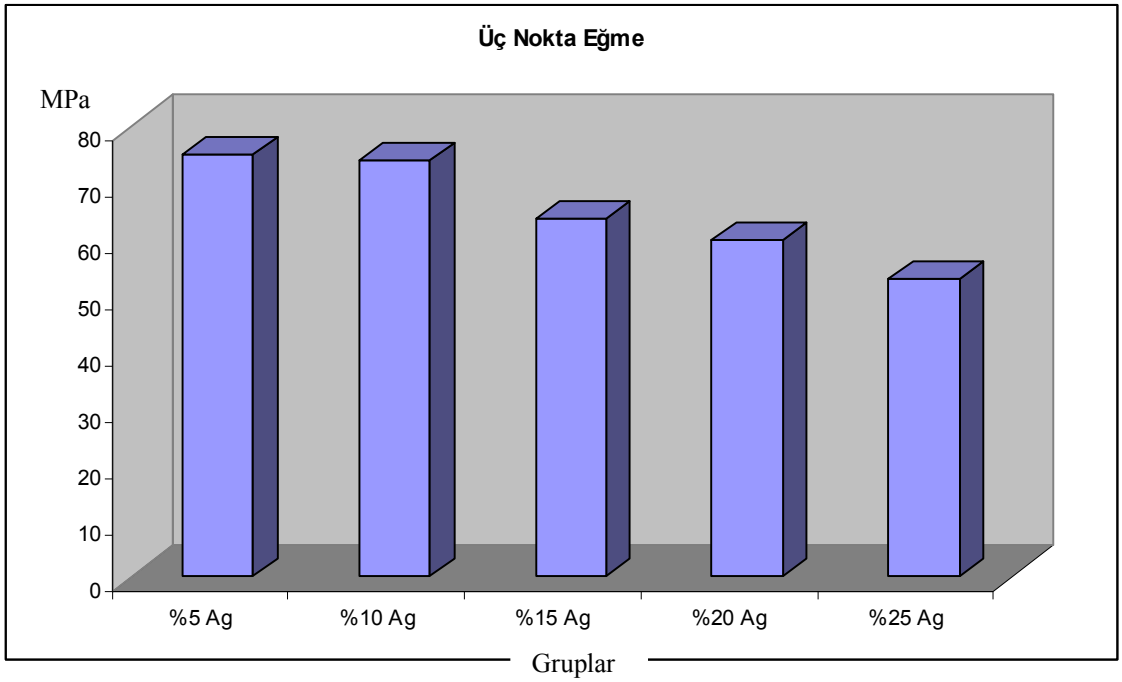
Kruskal Wallis test kullanıldı ** p≤0.05*

Tablo 4-16: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Üç Nokta Eğme									
	%5-%10	***%5-%15***	***%5-%20***	***%5-%25***	***%10-%15***	***%10-%20***	***%10-%25***	***%15-%20***	***%15-%25***	***%20-%25***
Ag	0,513	0,127	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,275
Mg	0,827	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,513	0,275	0,513
Ti	0,827	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,827	0,275	0,513
Cu	0,827	0,513	0,275	0,275	0,513	0,275	0,275	0,100	0,100	0,513
Al	0,275	0,127	0,275	0,275	0,275	0,827	0,827	0,827	0,513	0,827

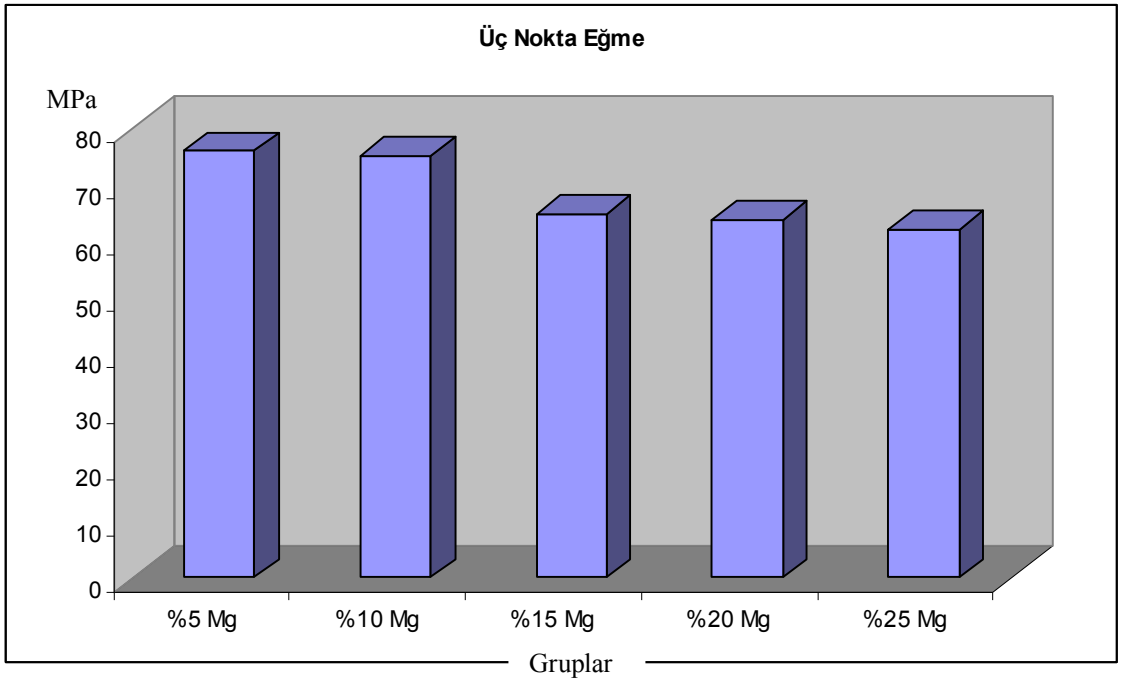
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Buna göre %5, %10, %15, %20 ve %25 Ag gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %10 Ag ve %15 Ag gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %5 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi %20 Ag ve %25 Ag gruplarının üç nokta eğme düzeylerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %10 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %15 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %10 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının üç nokta eğme düzeylerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %15 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının üç nokta eğme düzeylerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %25 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-21).



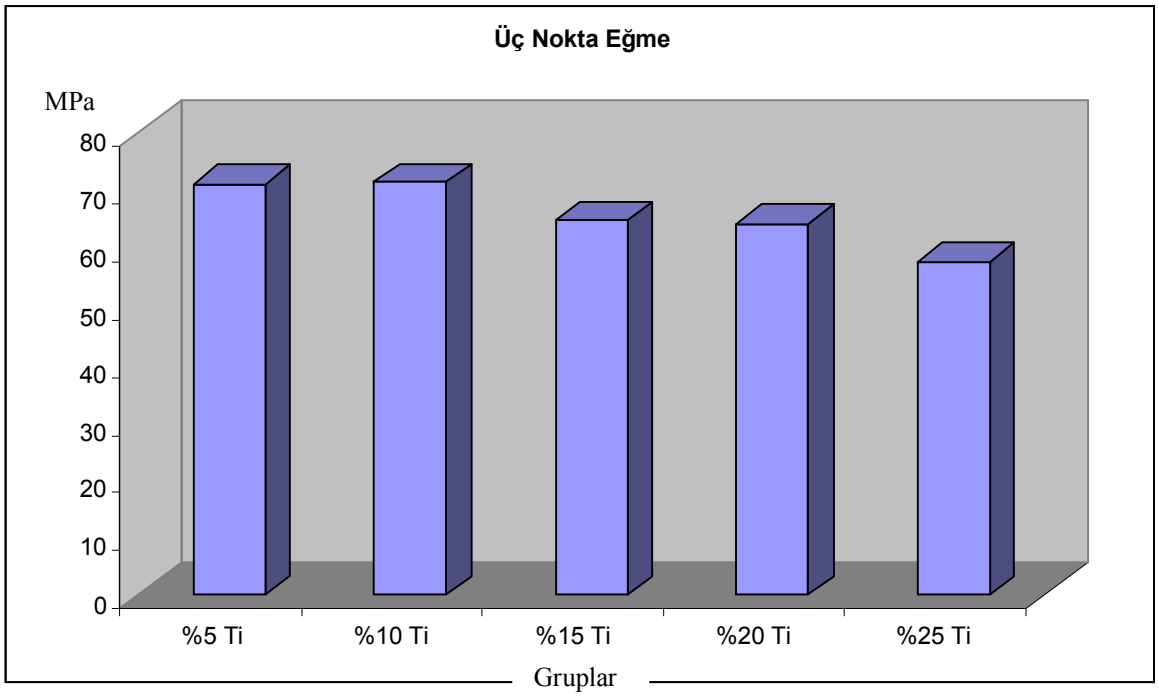
Şekil 4-21: Ag gruplarının üç nokta eğme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Mg gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %10 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %5 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi %15, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının üç nokta eğme düzeylerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %10 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi %15, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının üç nokta eğme düzeylerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %15 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %20 Mg ve %25 Mg gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %25 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-22).



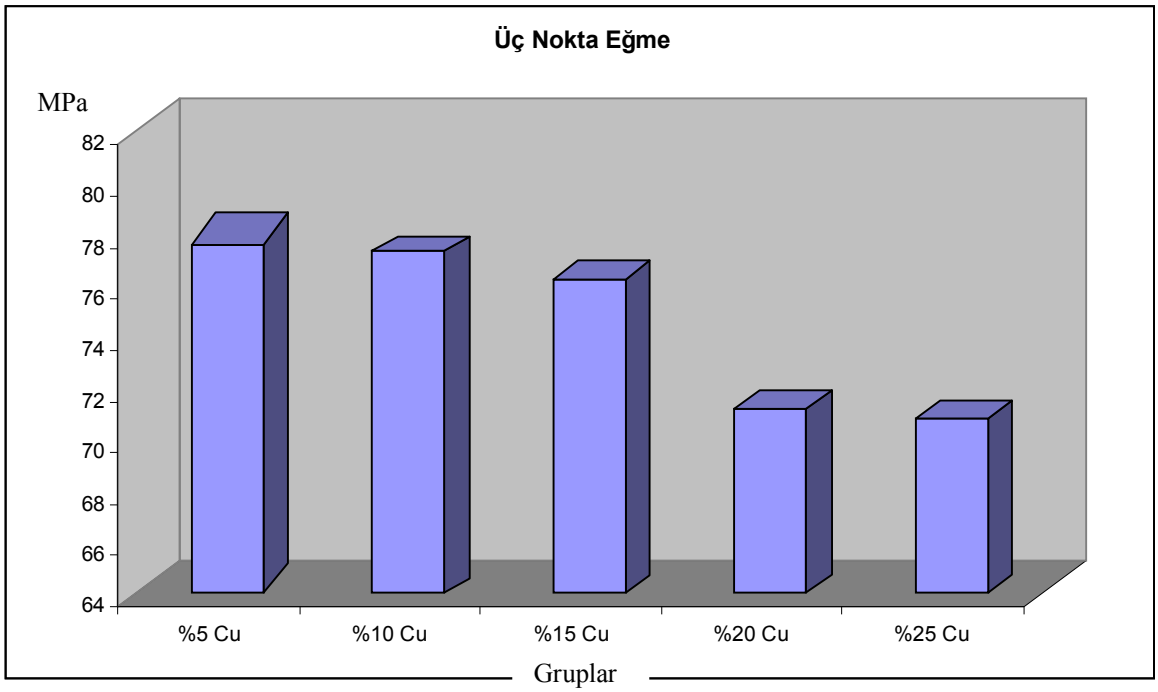
Şekil 4-22: Mg gruplarının üç nokta eğme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Ti gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %10 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %5 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi %15, %20 Ti ve %25 Ti gruplarının üç nokta eğme düzeylerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %10 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi %15, %20 Ti ve %25 Ti gruplarının üç nokta eğme düzeylerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %15 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %20 Ti ve %25 Ti gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi ile %25 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-23).



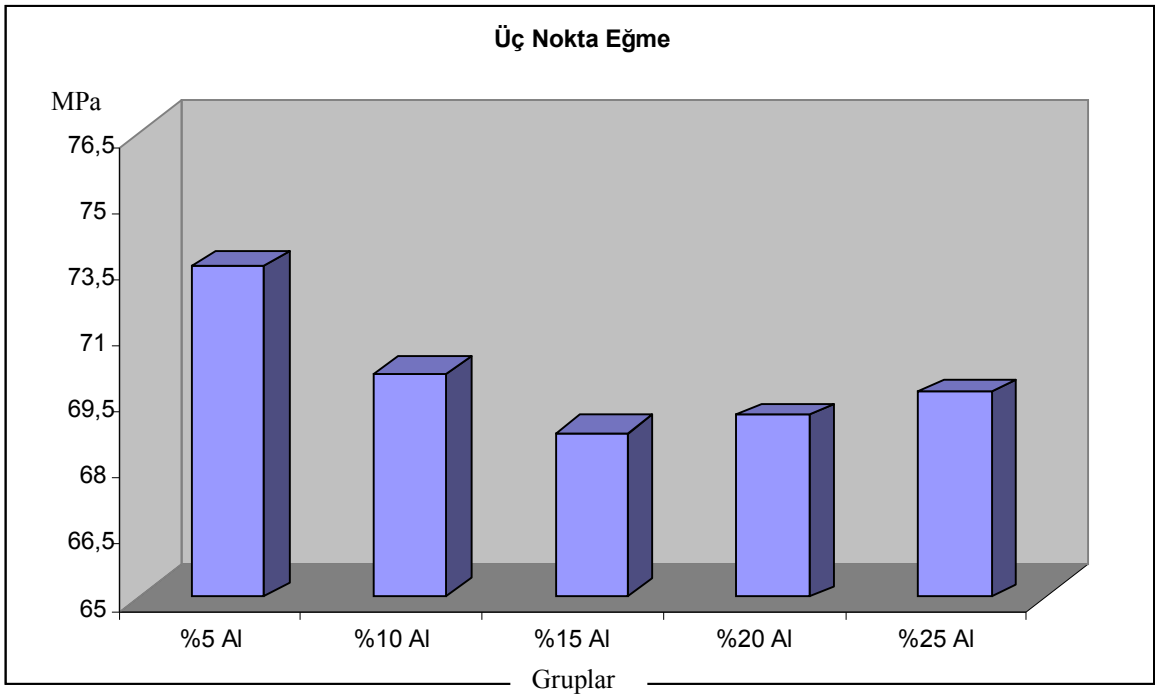
Şekil 4-23: Ti gruplarının üç nokta eğme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Cu gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-24).



Şekil 4-24: Cu gruplarının üç nokta eğme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Şekil 4-25).



Şekil 4-25: Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri

4.2.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Yüzdelere göre deney gruplarının üç nokta eğme düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-17 ve Tablo 4-18'de gösterilmiştir.

Tablo 4-17: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Üç Nokta Eğme		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	74,49±5,87	75,17	
%5 Mg	75,35±1,48	76,09	
%5 Ti	74,79±4,23	74,55	*0,586*
%5 Cu	78,62±11,01	72,37	
%5 Al	74,12±4,52	71,89	
%10 Ag	73,00±5,05	74,09	
%10 Mg	75,58±1,55	75,18	
%10 Ti	73,77±6,53	73,83	*0,468*
%10 Cu	78,02±7,97	80,94	
%10 Al	70,84±4,56	68,31	
%15 Ag	64,90±4,67	63,77	
%15 Mg	65,72±4,44	64,85	
%15 Ti	65,46±3,70	64,71	*0,119*
%15 Cu	77,07±1,50	76,91	
%15 Al	67,05±4,63	67,53	
%20 Ag	56,53±6,45	59,84	
%20 Mg	63,41±4,15	63,88	
%20 Ti	64,33±1,42	64,34	***0,040****
%20 Cu	71,44±4,01	71,17	
%20 Al	69,43±7,48	70,22	
%25 Ag	50,77±4,42	52,94	
%25 Mg	61,73±0,72	62,11	
%25 Ti	60,41±4,81	57,73	***0,020****
%25 Cu	70,37±3,43	70,78	
%25 Al	69,98±4,34	69,85	

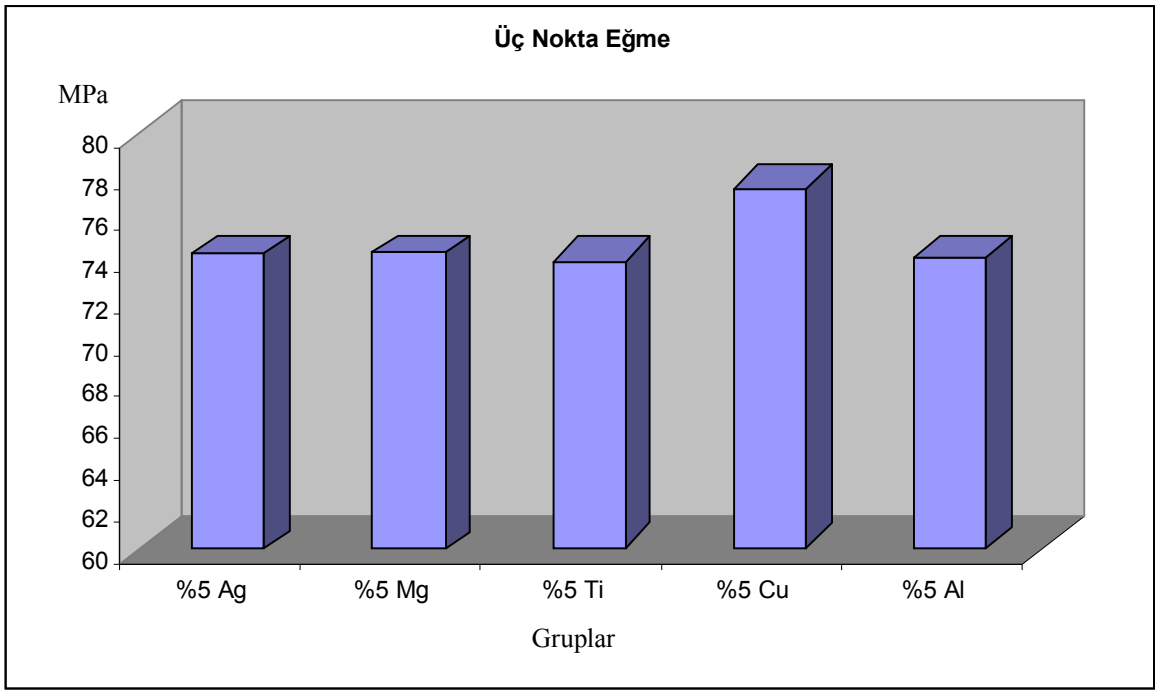
Kruskal Wallis test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Tablo 4-18: Üç Nokta Eğme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Üç Nokta Eğme									
	Ag-Mg	***Ag-Ti***	***Ag-Cu***	***Ag-Al***	***Mg-Ti***	***Mg-Cu***	***Mg-Al***	***Ti-Cu***	***Ti-Al***	***Cu-Al***
%5	0,827	0,513	0,827	0,827	0,127	0,513	0,513	0,275	0,275	0,275
%10	0,513	0,513	0,275	0,827	0,275	0,513	0,275	0,275	0,827	0,127
%15	0,513	0,827	0,060	0,513	0,827	0,060	0,513	0,060	0,513	0,060
%20	0,275	0,050*	0,050*	0,050*	0,827	0,050*	0,275	0,050*	0,513	0,827
%25	0,050*	0,050*	0,050*	0,050*	0,513	0,050*	0,050*	0,050*	0,127	0,827

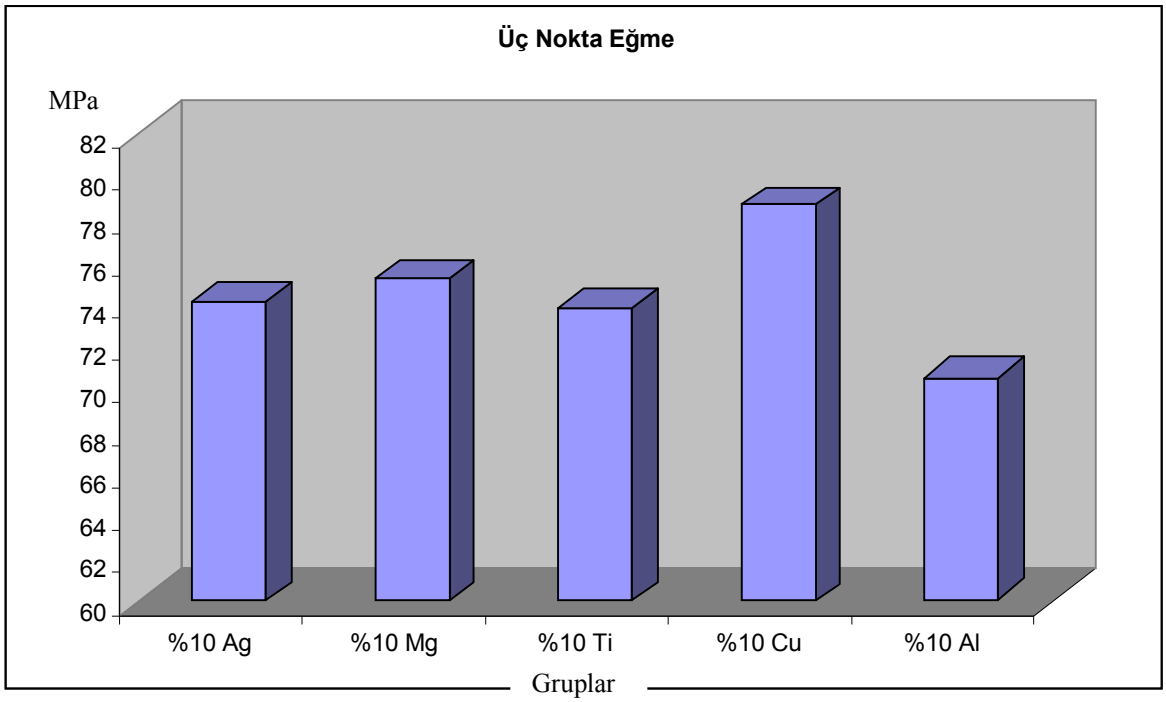
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Buna göre %5 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-26).



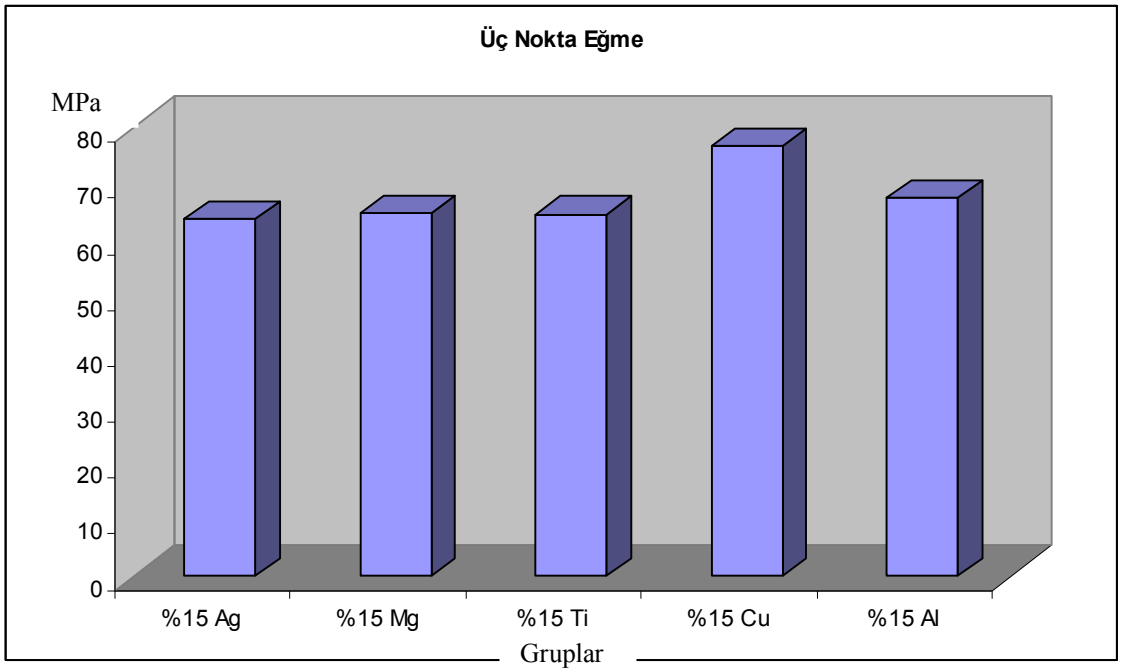
Şekil 4-26: Grupların %5 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri

%10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-27).



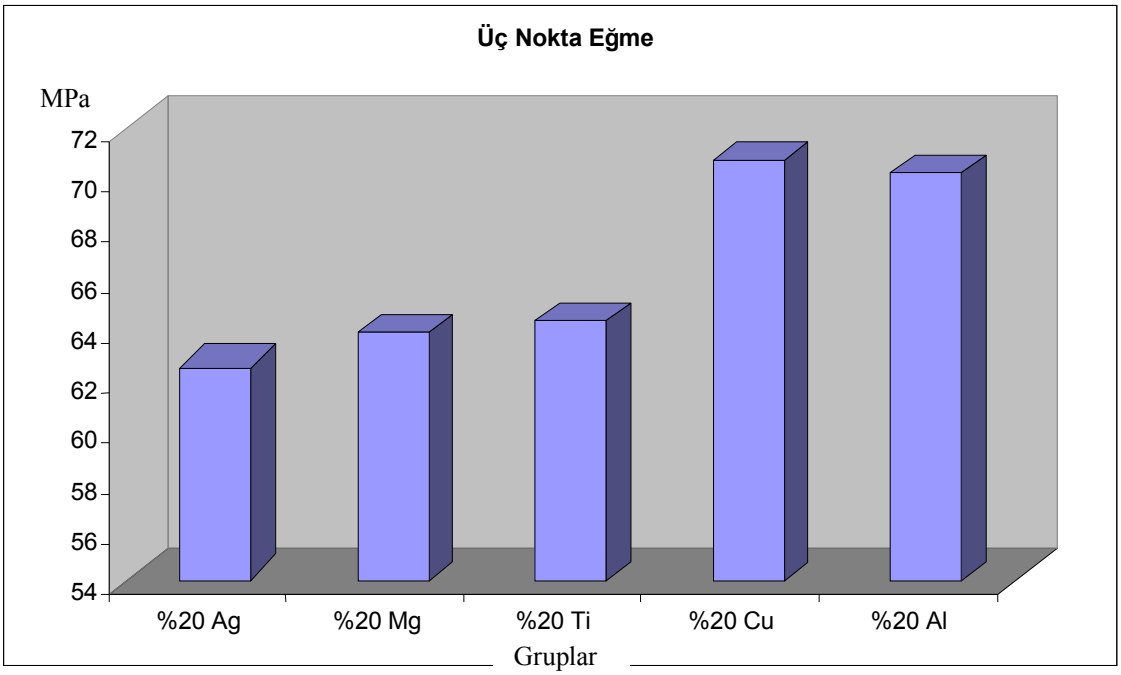
Şekil 4-27: Grupların %10 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri

%15 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-28).



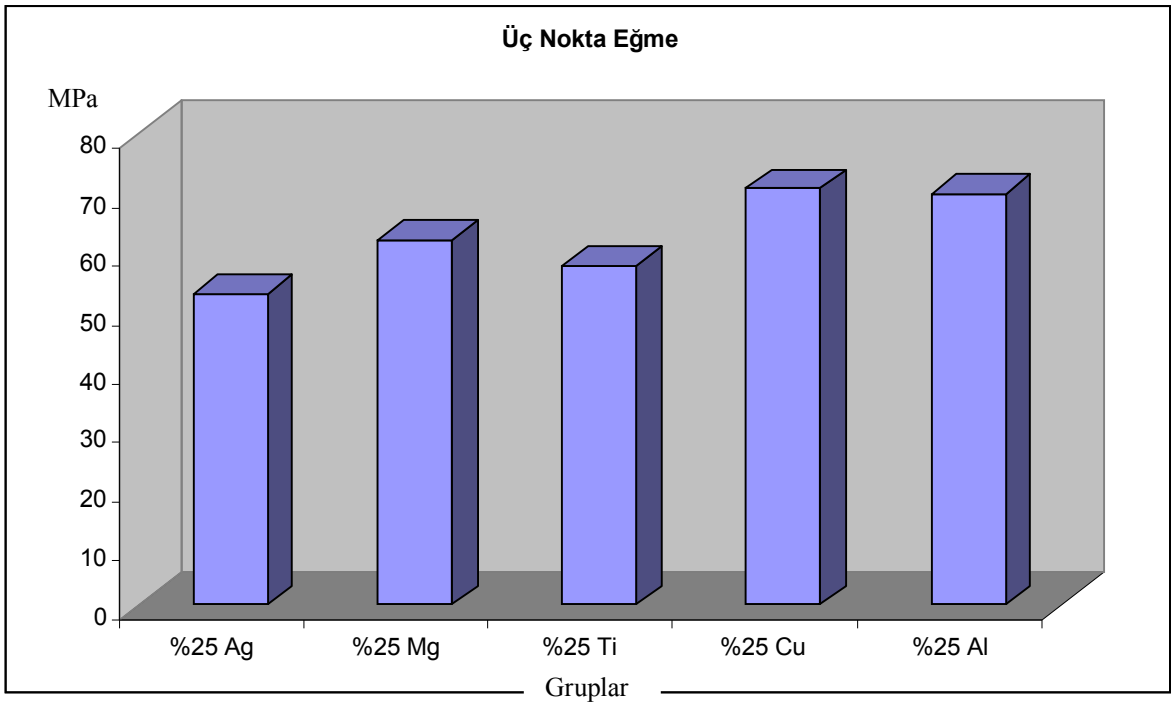
Şekil 4-28: Grupların %15 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri

%20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %20 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi ile Mg grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %20 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi ile Ti ve Al grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi Cu grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi ile Al grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi Cu grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun üç nokta eğme düzeyi ile Al grubunun üç nokta eğme düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-29).



Şekil 4-29: Grupların %20 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının üç nokta eğme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %25 Ag grubunun üç nokta eğme düzeyi Mg, Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %25 Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi ile Ti grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Mg grubunun üç nokta eğme düzeyi Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %25 Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi ile Al grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ti grubunun üç nokta eğme düzeyi Cu grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun üç nokta eğme düzeyi ile Al grubunun üç nokta eğme düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-30).



Şekil 4-30: Grupların %25 yüzdedeki üç nokta eğme düzeyleri

4.3. Sertlik Bulguları

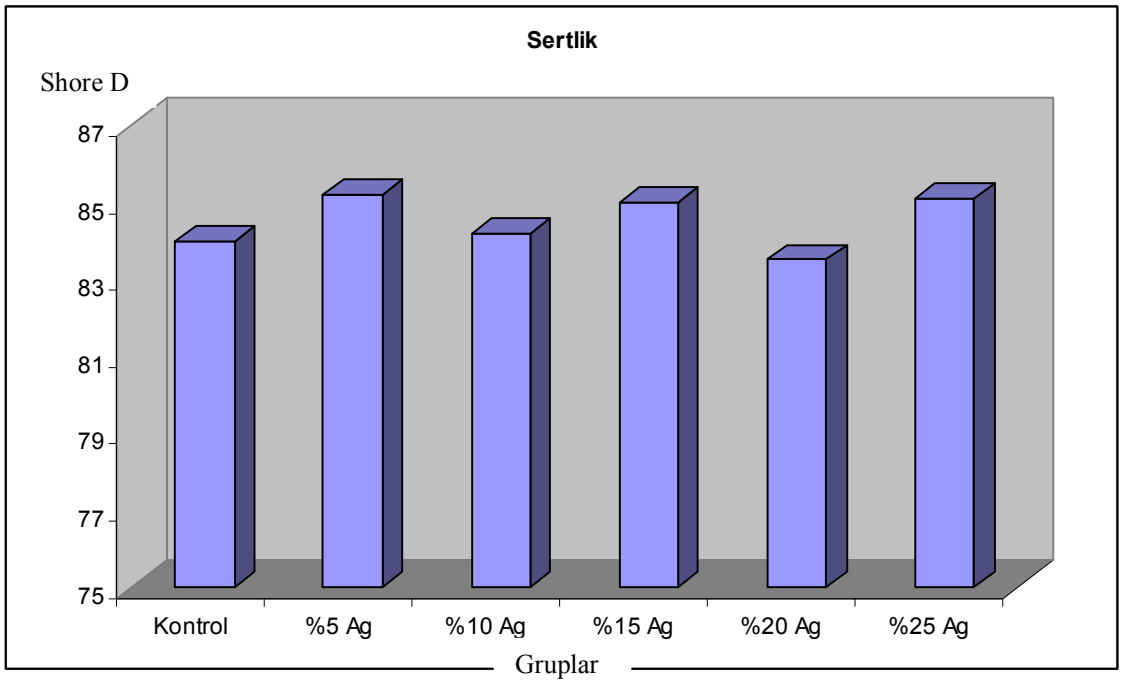
4.3.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ag grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının sertlik düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-19'da gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun sertlik düzeyi ile %5 Ag, %10 Ag, %15 Ag, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-31).

Tablo 4-19: Kontrol ile Ag Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Sertlik	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	84,56±1,69	84,00
%5 Ag	85,50±0,59	85,20
%10 Ag	84,02±1,24	84,20
%15 Ag	83,82±2,45	85,00
%20 Ag	83,00±1,46	83,50
%25 Ag	84,88±1,18	85,10
Kontrol-%5 Ag p	*0,344*	
Kontrol-%10 Ag p	*0,600*	
Kontrol-%15 Ag p	*0,753*	
Kontrol-%20 Ag p	*0,249*	
Kontrol-%25 Ag p	*0,834*	

Mann Whitney U test kullanıldı



Şekil 4-31: Kontrol ile Ag grubunun sertlik düzeyleri

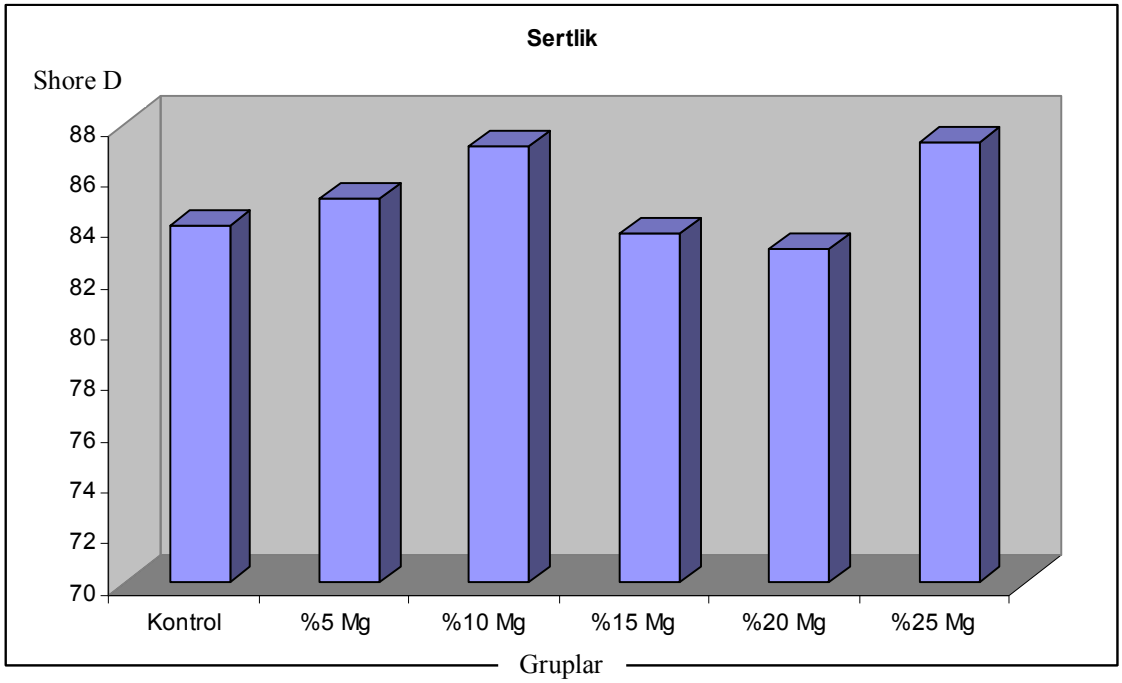
4.3.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Mg grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının sertlik düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-20'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun sertlik düzeyi ile %5 Mg, %10 Mg, %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-32).

Tablo 4-20: Kontrol ile Mg Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Sertlik	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	84,56±1,69	84,00
%5 Mg	83,84±1,18	85,10
%10 Mg	86,06±1,80	87,10
%15 Mg	84,68±2,64	83,70
%20 Mg	82,66±1,64	83,10
%25 Mg	87,18±1,11	87,30
Kontrol-%5 Mg p	*0,674*	
Kontrol-%10 Mg p	*0,073*	
Kontrol-%15 Mg p	*0,917*	
Kontrol-%20 Mg p	*0,116*	
Kontrol-%25 Mg p	*0,075*	

Mann Whitney U test kullanıldı



Şekil 4-32: Kontrol ile Ag grubunun sertlik düzeyleri

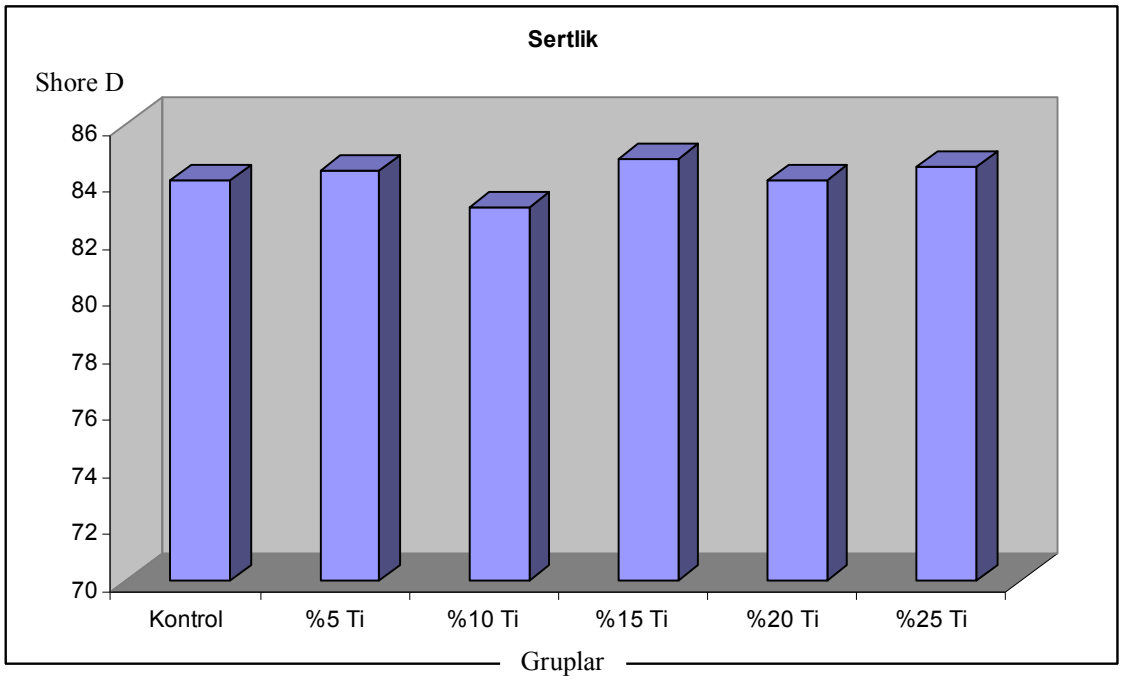
4.3.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ti grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının sertlik düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-21'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun sertlik düzeyi ile %5 Ti, %10 Ti, %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-33).

Tablo 4-21: Kontrol ile Ti Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Sertlik	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	84,56±1,69	84,00
%5 Ti	83,22±2,49	84,40
%10 Ti	83,78±1,31	83,10
%15 Ti	84,54±1,09	84,80
%20 Ti	84,22±0,50	84,00
%25 Ti	84,60±0,70	84,50
Kontrol-%5 Ti p	*0,462*	
Kontrol-%10 Ti p	*0,463*	
Kontrol-%15 Ti p	*0,753*	
Kontrol-%20 Ti p	*0,597*	
Kontrol-%25 Ti p	*0,917*	

Mann Whitney U test kullanıldı



Şekil 4-33: Kontrol ile Ti grubunun sertlik düzeyleri

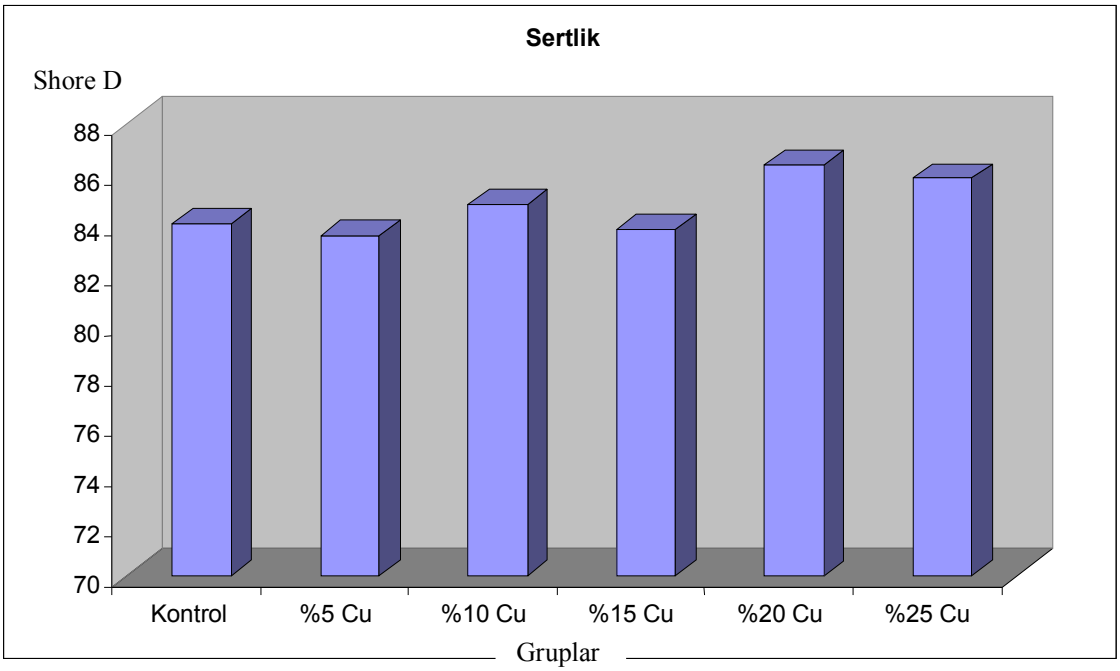
4.3.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Cu grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının sertlik düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-22'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun sertlik düzeyi ile %5 Cu, %10 Cu, %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-34).

Tablo 4-22: Kontrol ile Cu Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Sertlik	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	84,56±1,69	84,00
%5 Cu	83,68±0,63	83,50
%10 Cu	84,34±0,77	84,80
%15 Cu	83,66±0,90	83,80
%20 Cu	87,06±1,03	87,50
%25 Cu	86,10±0,84	85,80
Kontrol-%5 Cu p	*0,341*	
Kontrol-%10 Cu p	*0,753*	
Kontrol-%15 Cu p	*0,463*	
Kontrol-%20 Cu p	*0,075*	
Kontrol-%25 Cu p	*0,173*	

Mann Whitney U test kullanıldı



Şekil 4-34: Kontrol ile Cu grubunun sertlik düzeyleri

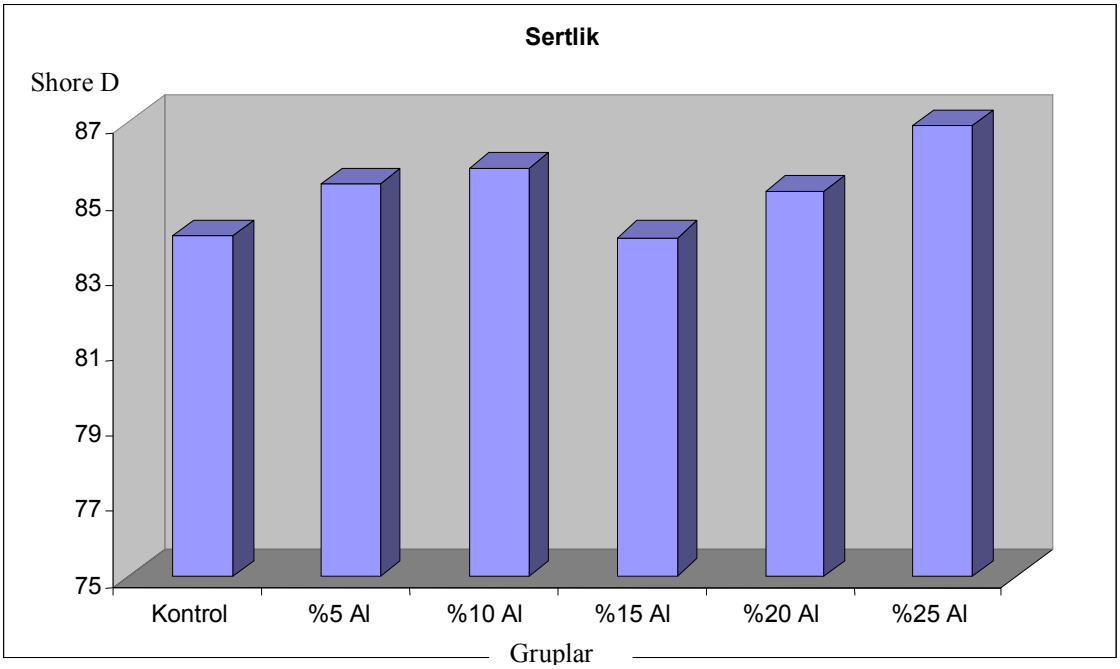
4.3.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Al grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının sertlik düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-23'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun sertlik düzeyi ile %5 Al, %10 Al, %15 Al , %20 Al ve %25 Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-35).

Tablo 4-23: Kontrol ile Al Grubunun Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Sertlik	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	84,56±1,69	84,00
%5 Al	85,06±0,98	85,40
%10 Al	85,80±0,45	85,80
%15 Al	83,00±1,12	82,50
%20 Al	85,40±0,82	85,20
%25 Al	86,92±0,37	86,90
Kontrol-%5 Al p	*0,917*	
Kontrol-%10 Al p	*0,344*	
Kontrol-%15 Al p	*0,169*	
Kontrol-%20 Al p	*0,346*	
Kontrol-%25 Al p	*0,109*	

Mann Whitney U test kullanıldı



Şekil 4-35: Kontrol ile Al grubunun sertlik düzeyleri

4.3.6. Deney Grupları Arasında Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Deney gruplarının sertlik düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-24 ve Tablo 4-25'da gösterilmiştir.

Tablo 4-24: Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Sertlik		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	85,50±0,59	85,20	
%10 Ag	84,02±1,24	84,20	
%15 Ag	83,82±2,45	85,00	*0,103*
%20 Ag	83,00±1,46	83,50	
%25 Ag	84,88±1,18	85,10	
%5 Mg	83,84±1,18	85,10	
%10 Mg	86,06±1,80	87,10	
%15 Mg	84,68±2,64	83,70	***0,040****
%20 Mg	82,66±1,64	83,10	
%25 Mg	87,18±1,11	87,30	
%5 Ti	83,22±2,49	84,40	
%10 Ti	83,78±1,31	83,10	
%15 Ti	84,54±1,09	84,80	*0,712*
%20 Ti	84,22±0,50	84,00	
%25 Ti	84,60±0,70	84,50	
%5 Cu	83,68±0,63	83,50	
%10 Cu	84,34±0,77	84,80	
%15 Cu	83,66±0,90	83,80	***0,001****
%20 Cu	87,06±1,03	87,50	
%25 Cu	86,10±0,84	85,80	
%5 Al	85,06±0,98	85,40	
%10 Al	85,80±0,45	85,80	
%15 Al	83,00±1,12	82,50	***0,001****
%20 Al	85,40±0,82	85,20	
%25 Al	86,92±0,37	86,90	

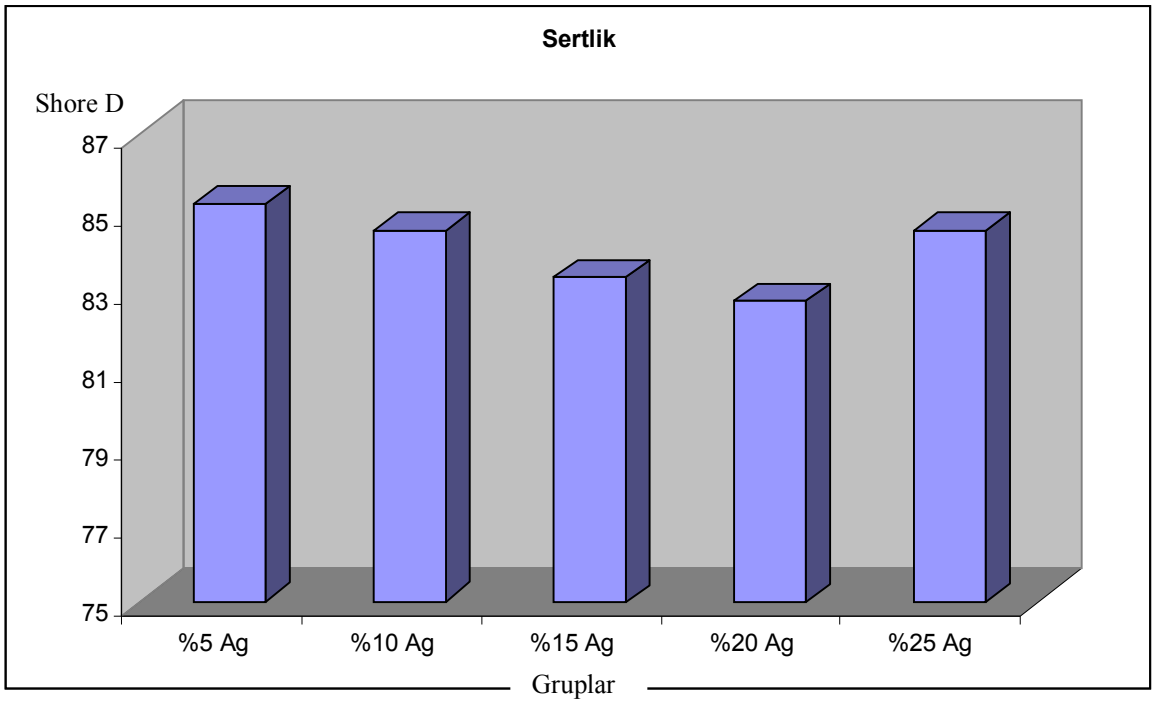
Kruskal Wallis test kullanıldı ** p≤0.05* *** p≤0.01*

Tablo 4-25: Sertlik Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Sertlik									
	%5-%10	*%5-%15*	*%5-%20*	*%5-%25*	*%10-%15*	*%10-%20*	*%10-%25*	*%15-%20*	*%15-%25*	*%20-%25*
Ag	0,100	0,249	0,100	0,459	0,917	0,209	0,347	0,465	0,602	0,094
Mg	0,074	0,465	0,602	0,076	0,248	0,027 *	0,344	0,251	0,175	0,039 *
Ti	0,916	0,463	0,753	0,463	0,251	0,347	0,251	0,754	0,917	0,462
Cu	0,113	1,000	0,139	0,139	0,173	0,109	0,109	0,029 *	0,109	0,076
Al	0,245	0,136	0,602	0,109	0,109	0,293	0,116	0,109	0,029 *	0,116

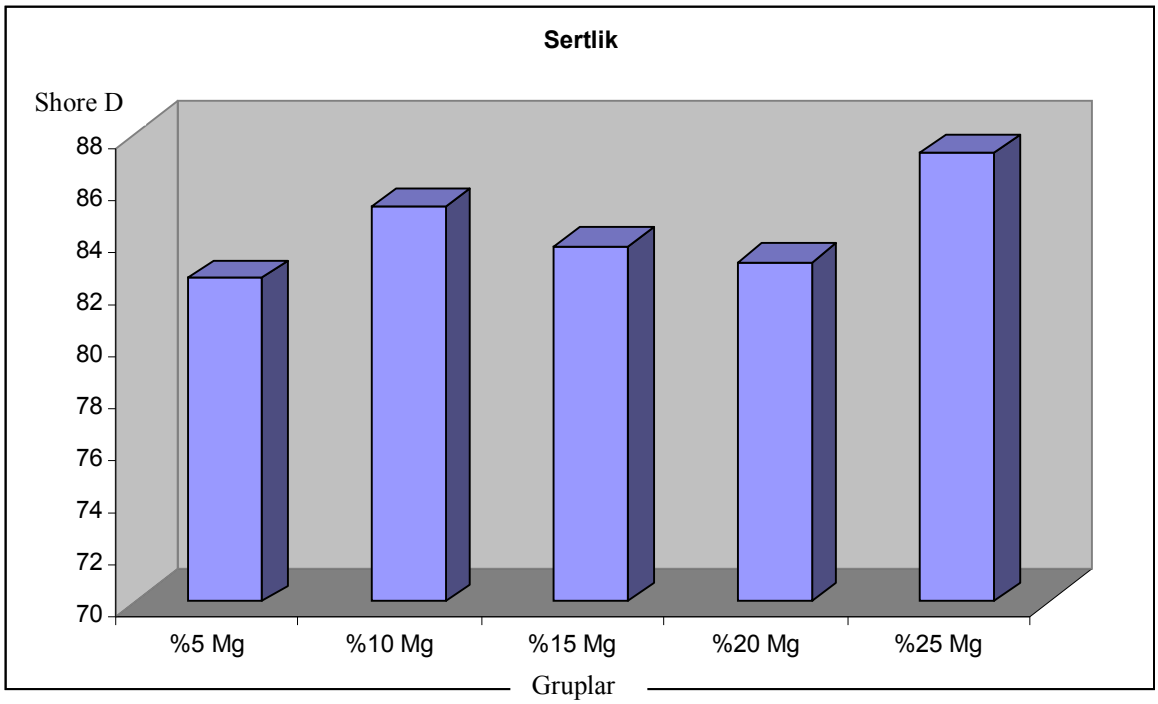
Mann Whitney U test kullanıldı * $p \leq 0.05$

Buna göre %5, %10, %15, %20 ve %25 Ag gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-36).



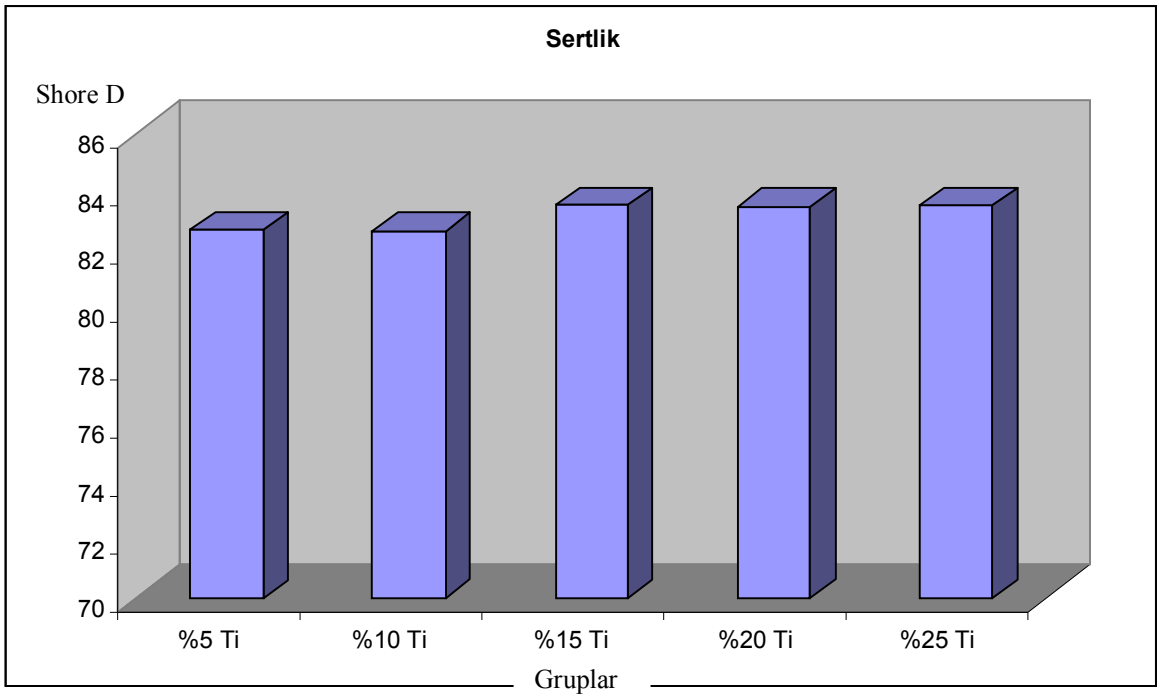
Şekil 4-36: Ag gruplarının sertlik düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Mg gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Mg grubunun sertlik düzeyi ile %10 Mg, %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %10 Mg grubunun sertlik düzeyi ile %15 Mg ve %25 Mg gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir faklılık bulunmazken ($p>0.05$); %10 Mg grubunun sertlik düzeyi %20 Mg grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %15 Mg grubunun sertlik düzeyi ile %20 Mg ve %25 Mg gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Mg grubunun sertlik düzeyi ile %25 Mg grubunun sertlik düzeyinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-37).



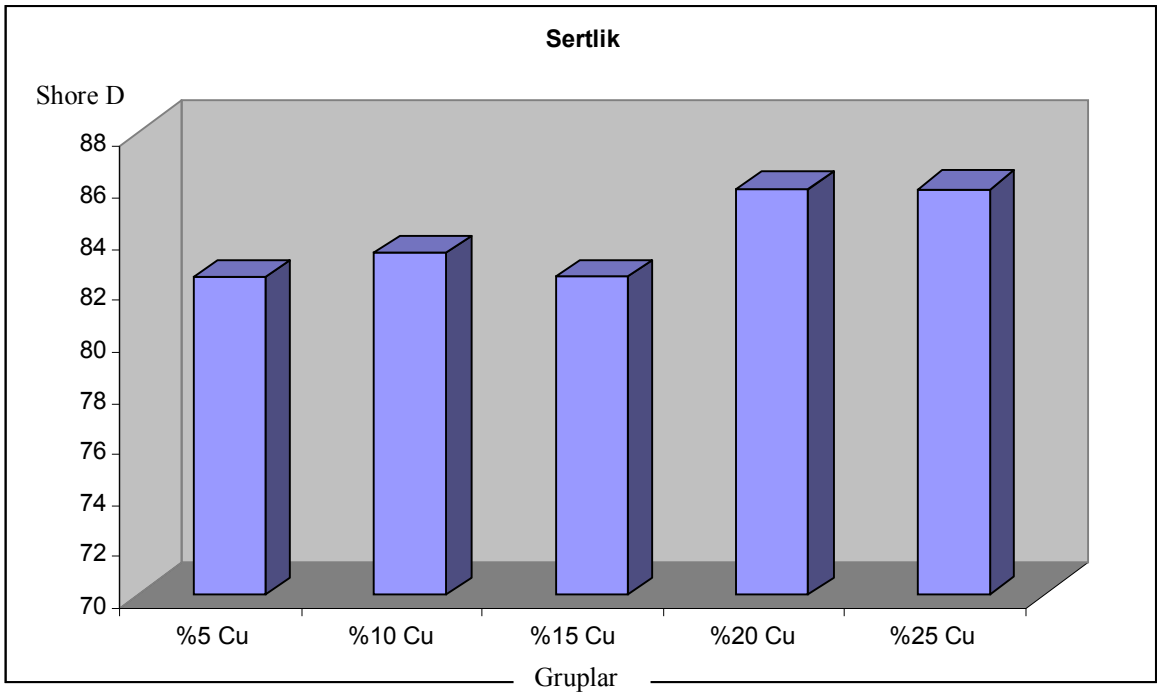
Şekil 4-37: Mg gruplarının sertlik düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Ti gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-38).



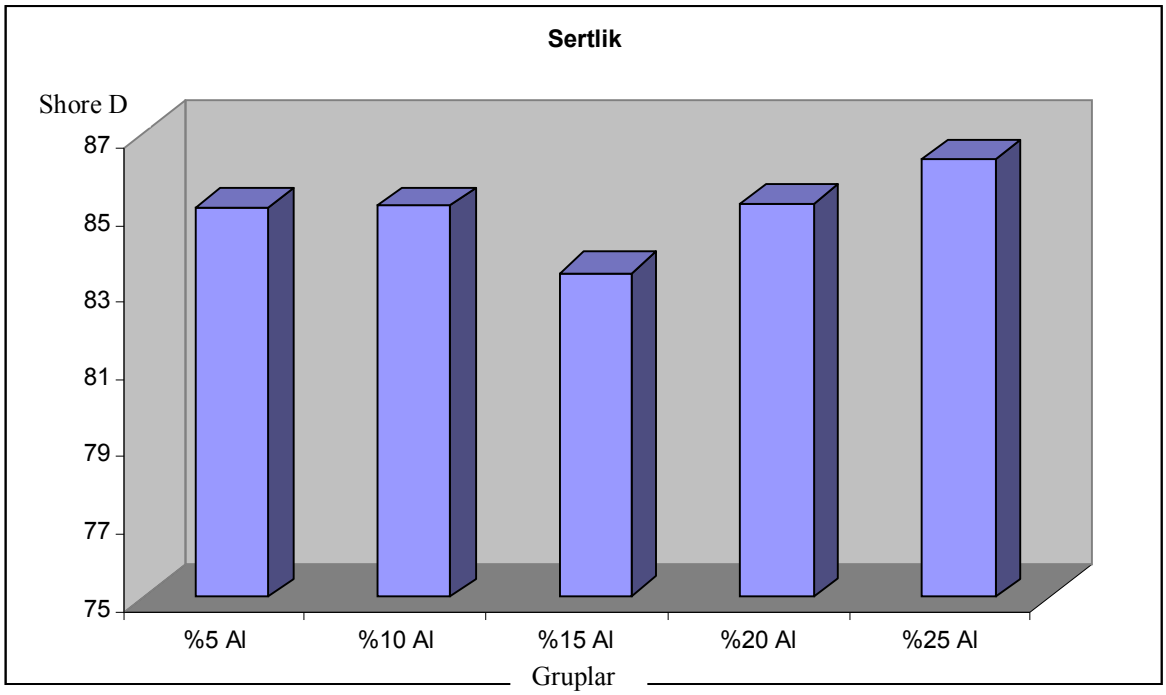
Şekil 4-38: Ti gruplarının sertlik düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Cu gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %5 Cu grubunun sertlik düzeyi ile %10 Cu, %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %10 Cu grubunun sertlik düzeyi ile %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %15 Cu grubunun sertlik düzeyi, %20 Cu grubunun sertlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşükken ($p<0.01$), %25 Cu grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. %20 Cu grubunun sertlik düzeyi ile %25 Cu grubunun sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-39).



Şekil 4-39: Cu gruplarının sertlik düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %5 Al grubunun sertlik düzeyi ile %10 Al, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %10 Al grubunun sertlik düzeyi ile %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %15 Al grubunun sertlik düzeyi, %25 Al grubunun sertlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Al grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. %20 Al grubunun sertlik düzeyi ile %25 Al grubunun sertlik düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-40).



Şekil 4-40: Al gruplarının sertlik düzeyleri

4.3.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Yüzdelere göre deney gruplarının sertlik düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-26 ve Tablo 4-27'de gösterilmiştir.

Tablo 4-26: Sertlik Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Sertlik		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	85,50±0,59	85,20	
%5 Mg	83,84±1,18	85,10	
%5 Ti	83,22±2,49	84,40	*0,197*
%5 Cu	83,68±0,63	83,50	
%5 Al	85,06±0,98	85,40	
%10 Ag	84,02±1,24	84,20	
%10 Mg	86,06±1,80	87,10	
%10 Ti	83,78±1,31	83,10	***0,048****
%10 Cu	84,34±0,77	84,80	
%10 Al	85,80±0,45	85,80	
%15 Ag	83,82±2,45	85,00	
%15 Mg	84,68±2,64	83,70	
%15 Ti	84,54±1,09	84,80	*0,533*
%15 Cu	83,66±0,90	83,80	
%15 Al	83,00±1,12	82,50	
%20 Ag	83,00±1,46	83,50	
%20 Mg	82,66±1,64	83,10	
%20 Ti	84,22±0,50	84,00	***0,001****
%20 Cu	87,06±1,03	87,50	
%20 Al	85,40±0,82	85,20	
%25 Ag	84,88±1,18	85,10	
%25 Mg	87,18±1,11	87,30	
%25 Ti	84,60±0,70	84,50	***0,003****
%25 Cu	86,10±0,84	85,80	
%25 Al	86,92±0,37	86,90	

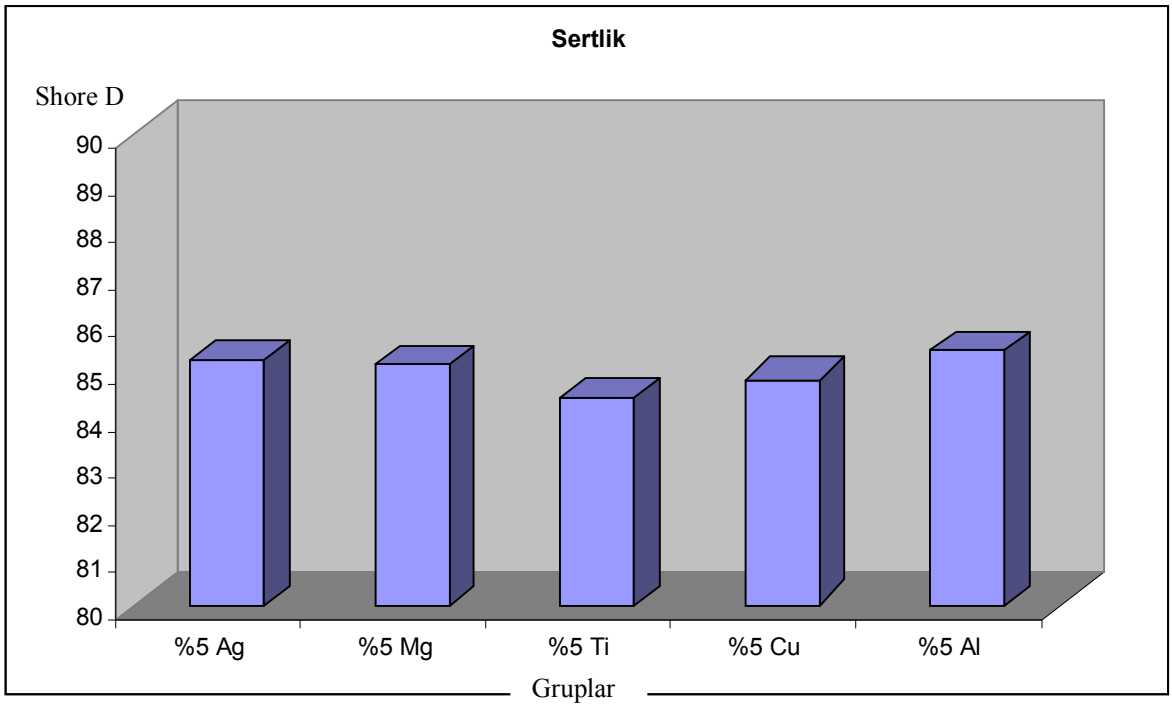
Kruskal Wallis test kullanıldı ** p≤0.05* *** p≤0.01*

Tablo 4-27: Sertlik Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Sertlik									
	Ag-Mg	***Ag-Ti***	***Ag-Cu***	***Ag-Al***	***Mg-Ti***	***Mg-Cu***	***Mg-Al***	***Ti-Cu***	***Ti-Al***	***Cu-Al***
%5	0,463	0,074	0,060	0,753	0,463	0,675	0,602	0,917	0,289	0,047 *
%10	0,172	0,754	0,753	0,028 *	0,074	0,171	0,598	0,249	0,036 *	0,009 **
%15	0,465	0,754	0,602	0,602	0,917	0,917	0,251	0,175	0,076	0,295
%20	0,675	0,175	0,009 **	0,012 *	0,076	0,009 **	0,016 *	0,009 **	0,036 *	0,028 *
%25	0,028 *	0,602	0,115	0,009 **	0,009 **	0,076	0,754	0,016 *	0,009 **	0,117

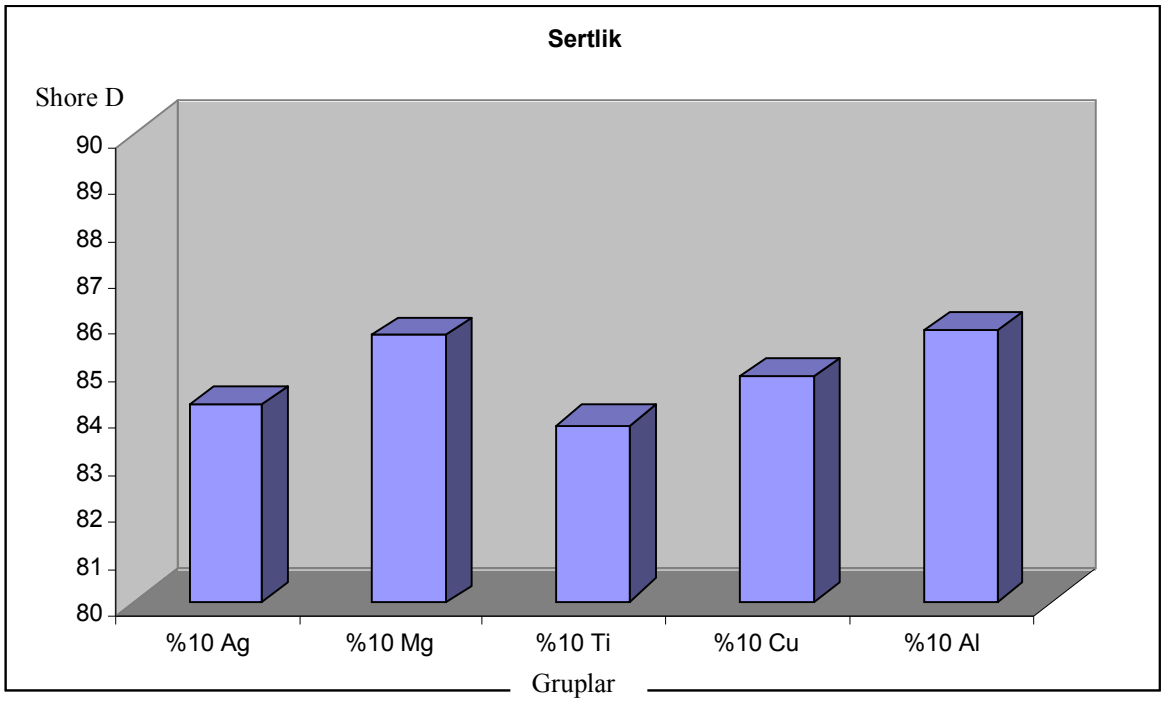
Mann Whitney U test kullanıldı ** p≤0.05* *** p≤0.01*

Buna göre %5 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Şekil 4-41).



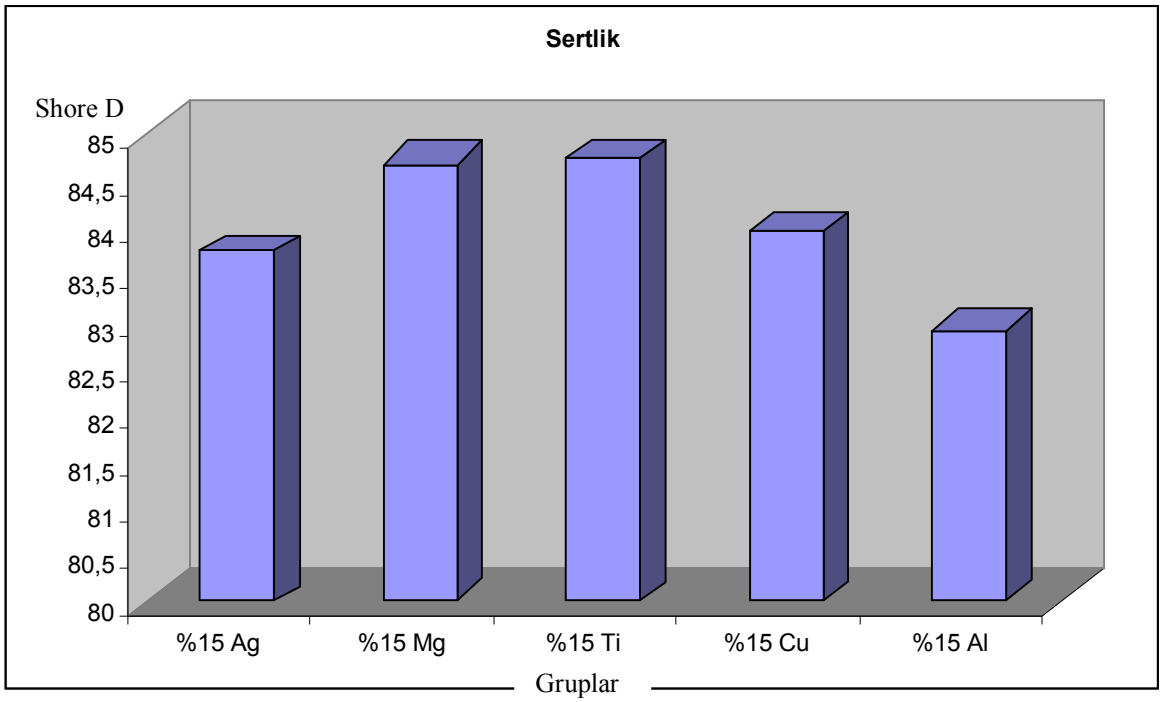
Şekil 4-41: Grupların %5 yüzdedeki sertlik düzeyleri

%10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %10 Ag grubunun sertlik düzeyi ile Mg, Ti ve Cu grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ag grubunun sertlik düzeyi Al grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Mg grubunun sertlik düzeyi ile Ti, Cu ve Al grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %10 Ti grubunun sertlik düzeyi ile Cu grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ti grubunun sertlik düzeyi Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Cu grubunun sertlik düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-42).



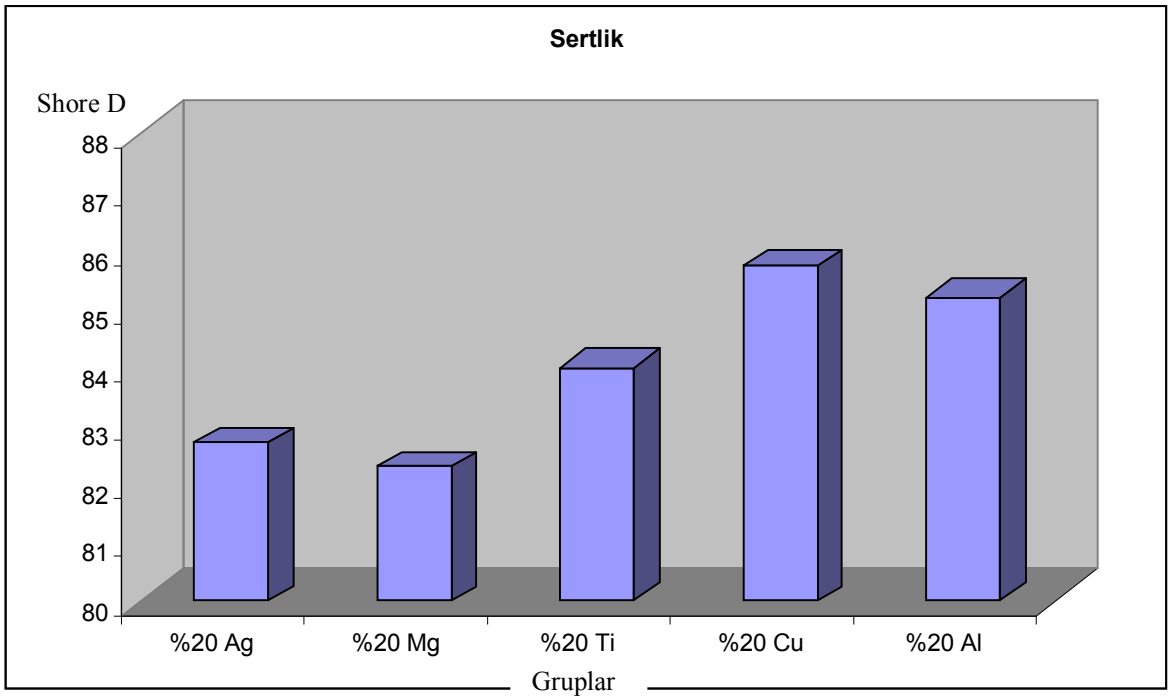
Şekil 4-42: Grupların %10 yüzdedeki sertlik düzeyleri

%15 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-43).



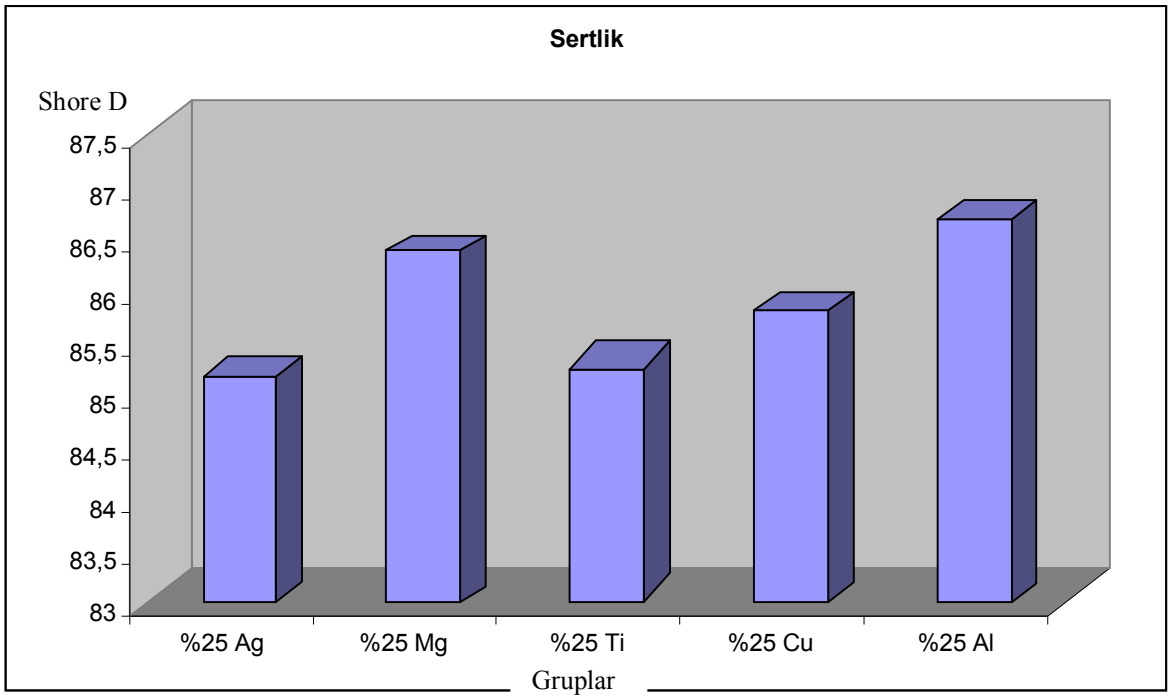
Şekil 4-43: Grupların %15 yüzdedeki sertlik düzeyleri

%20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %20 Ag grubunun sertlik düzeyi ile Mg ve Ti grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ag grubunun sertlik düzeyi Cu ($p<0.01$) ve Al ($p<0.05$) gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür. %20 Mg grubunun sertlik düzeyi ile Ti grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Mg grubunun sertlik düzeyi Cu ($p<0.01$) ve Al ($p<0.05$) gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür. %20 Ti grubunun sertlik düzeyi Cu ($p<0.01$) ve Al ($p<0.05$) gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür. Cu grubunun sertlik düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-44).



Şekil 4-44: Grupların %20 yüzdedeki sertlik düzeyleri

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %25 Ag grubunun sertlik düzeyi ile Ti ve Cu grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ag grubunun sertlik düzeyi Mg ($p<0.05$) ve Al ($p<0.01$) gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür. %25 Mg grubunun sertlik düzeyi Ti grubundan anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.01$); Mg grubunun sertlik düzeyi ile Cu ve Al grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %25 Ti grubunun sertlik düzeyi Cu ($p<0.05$) ve Al ($p<0.01$) gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür. Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-45).



Şekil 4-45: Grupların %25 yüzdedeki sertlik düzeyleri

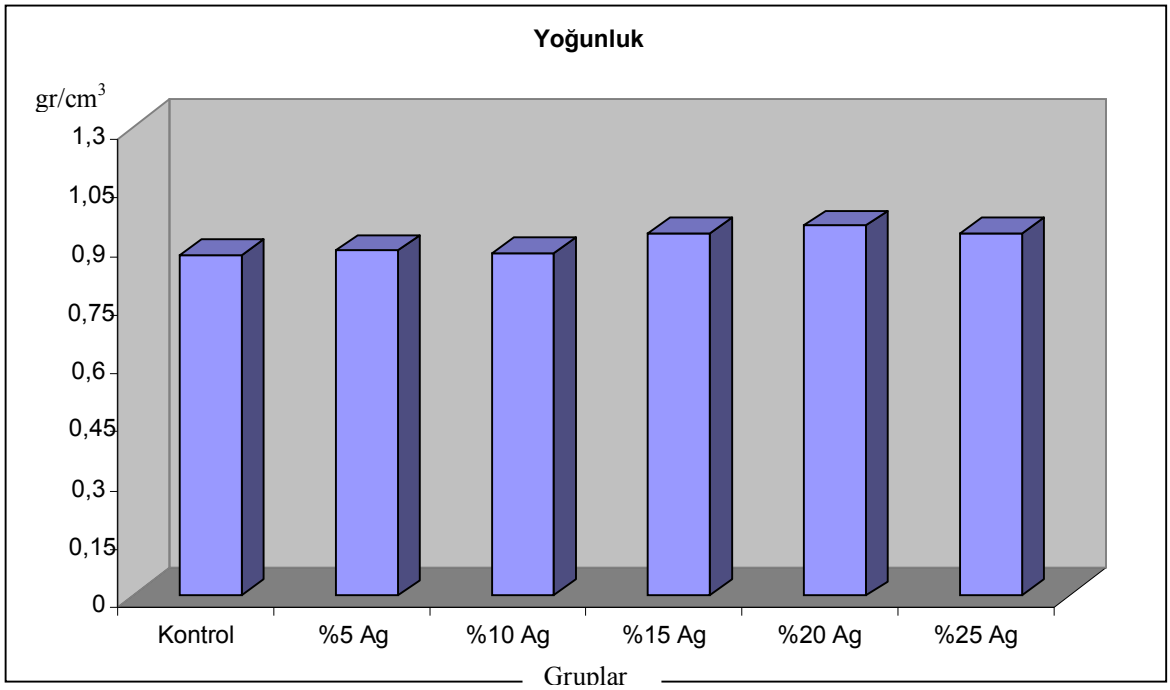
4.4. Yoğunluk Bulguları

4.4.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ag grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının yoğunluk düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-28'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun yoğunluk düzeyi %15 Ag, %20 Ag ve %25 Ag gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); Kontrol grubu ile %5 Ag ve %10 Ag gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-46).

Tablo 4-28: Kontrol ile Ag Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Yoğunluk	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,16±0,01	1,16
%5 Ag	1,17±0,01	1,17
%10 Ag	1,17±0,01	1,17
%15 Ag	1,23±0,01	1,24
%20 Ag	1,24±0,01	1,24
%25 Ag	1,25±0,01	1,25
Kontrol-%5 Ag p	*0,077*	
Kontrol-%10 Ag p	*0,077*	
Kontrol-%15 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%20 Ag p	*0,046**	
Kontrol-%25 Ag p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



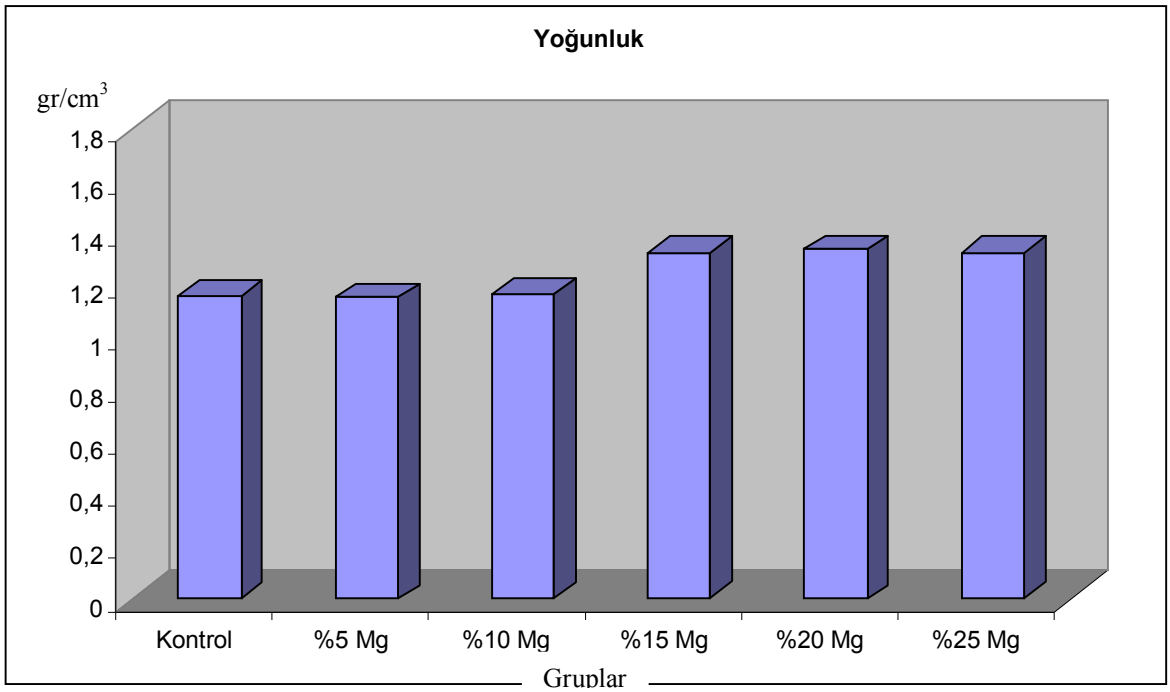
Şekil 4-46: Kontrol ile Ag grubunun yoğunluk düzeyleri

4.4.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Mg grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının yoğunluk düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-29'da gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun yoğunluk düzeyi %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); Kontrol grubu ile %5 Mg ve %10 Mg gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-47).

Tablo 4-29: Kontrol ile Mg Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Yoğunluk	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,16±0,01	1,16
%5 Mg	1,16±0,01	1,16
%10 Mg	1,17±0,01	1,17
%15 Mg	1,23±0,00	1,23
%20 Mg	1,24±0,01	1,24
%25 Mg	1,26±0,01	1,27
Kontrol-%5 Mg p	*0,077*	
Kontrol-%10 Mg p	*0,077*	
Kontrol-%15 Mg p	*0,037**	
Kontrol-%20 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%25 Mg p	*0,046**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



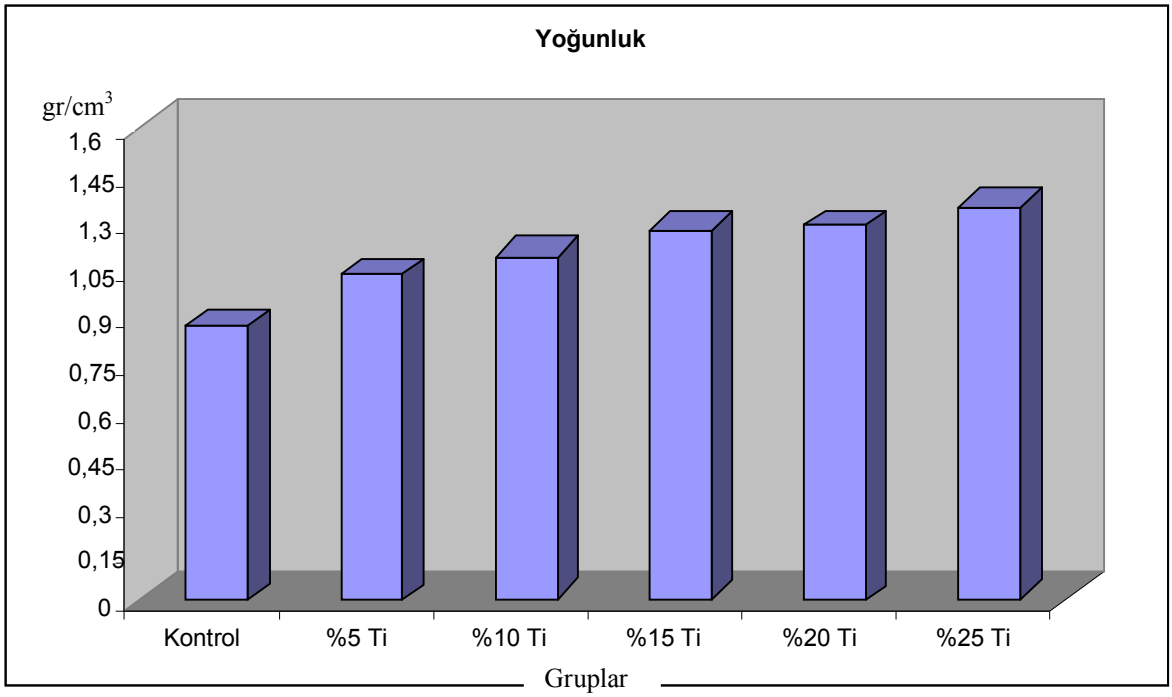
Şekil 4-47: Kontrol ile Mg grubunun yoğunluk düzeyleri

4.4.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ti grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının yoğunluk düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-30'da gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun yoğunluk düzeyi %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); Kontrol grubunun yoğunluk düzeyi, ile %5 Ti ve %10 Ti gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-48).

Tablo 4-30: Kontrol ile Ti Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Yoğunluk	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,16±0,01	1,16
%5 Ti	1,17±0,02	1,17
%10 Ti	1,19±0,01	1,19
%15 Ti	1,29±0,01	1,29
%20 Ti	1,30±0,01	1,30
%25 Ti	1,31±0,01	1,31
Kontrol-%5 Ti p	*0,077*	
Kontrol-%10 Ti p	*0,077*	
Kontrol-%15 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%20 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ti p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



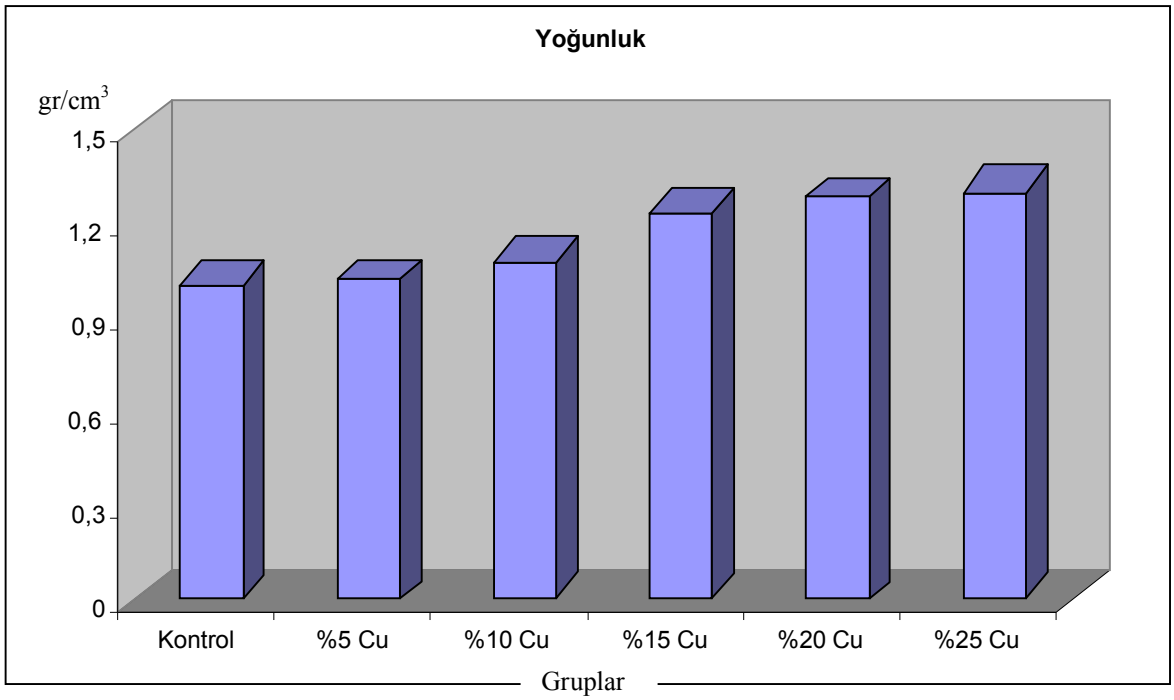
Şekil 4-48: Kontrol ile Ti grubunun yoğunluk düzeyleri

4.4.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Cu grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının yoğunluk düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4.31'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun yoğunluk düzeyi %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); Kontrol grubunun yoğunluk düzeyi, %5 Cu ve %10 Cu gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-49).

Tablo 4-31: Kontrol ile Cu Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Yoğunluk	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,16±0,01	1,16
%5 Cu	1,17±0,01	1,17
%10 Cu	1,19±0,01	1,19
%15 Cu	1,30±0,01	1,30
%20 Cu	1,32±0,01	1,32
%25 Cu	1,33±0,01	1,33
Kontrol-%5 Cu p	*0,077*	
Kontrol-%10 Cu p	*0,077*	
Kontrol-%15 Cu p	*0,046**	
Kontrol-%20 Cu p	*0,046**	
Kontrol-%25 Cu p	*0,046**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



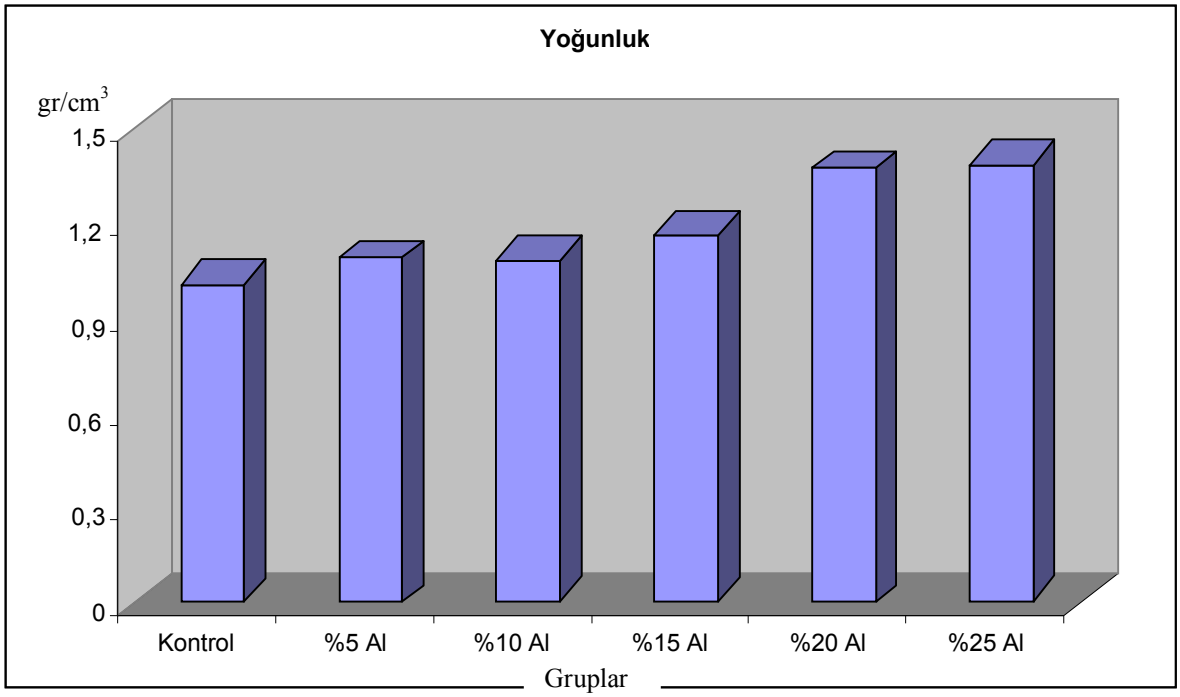
Şekil 4-49: Kontrol ile Cu grubunun yoğunluk düzeyleri

4.4.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Al grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının yoğunluk düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-32'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun yoğunluk düzeyi %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); Kontrol grubunun yoğunluk düzeyi, %5 Al ve %10 Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-50).

Tablo 4-32: Kontrol ile Al Grubunun Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Yoğunluk	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,16±0,01	1,16
%5 Al	1,18±0,01	1,18
%10 Al	1,20±0,01	1,20
%15 Al	1,28±0,01	1,28
%20 Al	1,37±0,01	1,37
%25 Al	1,41±0,00	1,41
Kontrol-%5 Al p	*0,077*	
Kontrol-%10 Al p	*0,077*	
Kontrol-%15 Al p	*0,050**	
Kontrol-%20 Al p	*0,046**	
Kontrol-%25 Al p	*0,037**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



Şekil 4-50: Kontrol ile Al grubunun yoğunluk düzeyleri

4.4.6. Deney Grupları Arasında Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Deney gruplarının yoğunluk düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-33 ve Tablo 4-34'de gösterilmiştir.

,

Tablo 4-33: Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Yoğunluk		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	1,17±0,01	1,17	
%10 Ag	1,17±0,01	1,17	
%15 Ag	1,23±0,01	1,24	***0,012****
%20 Ag	1,24±0,01	1,24	
%25 Ag	1,25±0,01	1,25	
%5 Mg	1,16±0,01	1,16	
%10 Mg	1,17±0,01	1,17	
%15 Mg	1,23±0,00	1,23	***0,009****
%20 Mg	1,24±0,01	1,24	
%25 Mg	1,26±0,01	1,27	
%5 Ti	1,17±0,02	1,17	
%10 Ti	1,19±0,01	1,19	
%15 Ti	1,29±0,01	1,29	***0,009****
%20 Ti	1,30±0,01	1,30	
%25 Ti	1,31±0,01	1,31	
%5 Cu	1,17±0,01	1,17	
%10 Cu	1,19±0,01	1,19	
%15 Cu	1,30±0,01	1,30	***0,009****
%20 Cu	1,32±0,01	1,32	
%25 Cu	1,33±0,01	1,33	
%5 Al	1,18±0,01	1,18	
%10 Al	1,20±0,01	1,20	
%15 Al	1,28±0,01	1,28	***0,008****
%20 Al	1,37±0,01	1,37	
%25 Al	1,41±0,00	1,41	

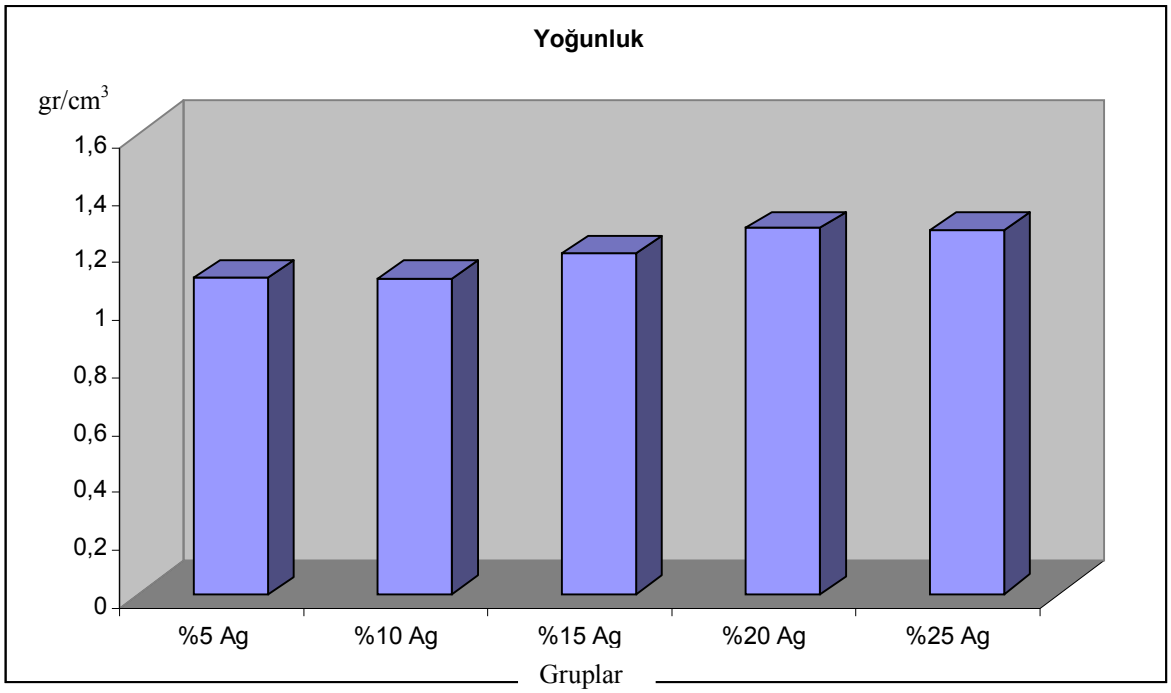
Kruskal Wallis test kullanıldı ** p≤0.05* *** p≤0.01*

Tablo 4-34: Yoğunluk Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Yoğunluk										
	%5-%10	***%5-%15***	***%5-%20***	***%5-%25***	***%10-%15***	***%10-%20***	***%10-%25***	***%15-%20***	***%15-%25***	***%20-%25***
Ag	0,060	0,050*	0,046*	0,050*	0,050*	0,046*	0,050*	0,077	0,822	0,077
Mg	0,077	0,037*	0,050*	0,046*	0,037*	0,050*	0,046*	0,077	0,034*	0,080
Ti	0,080	0,050*	0,050*	0,050*	0,046*	0,046*	0,046*	0,080	0,077	0,070
Cu	0,077	0,048*	0,043*	0,043*	0,043*	0,043*	0,043*	0,077	0,043*	0,077
Al	0,077	0,046*	0,043*	0,034*	0,046*	0,043*	0,034*	0,046*	0,037*	0,034*

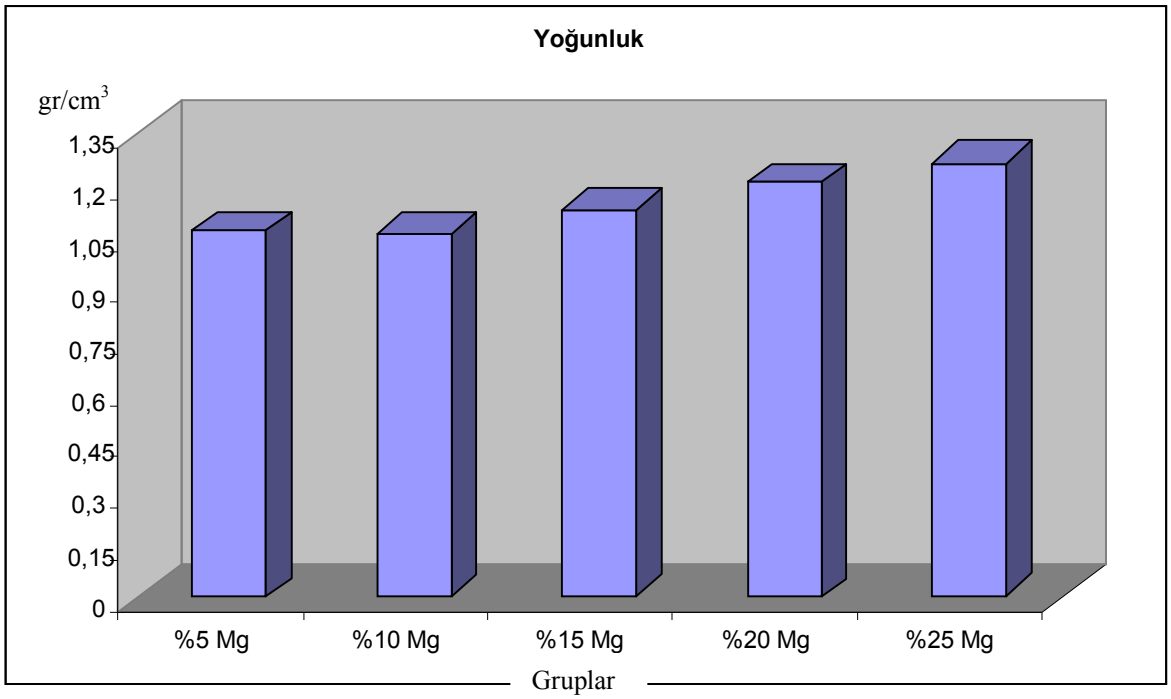
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Buna göre %5, %10, %15, %20 ve %25 Ag gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ag grubunun yoğunluk düzeyi, %15 Ag, %20 Ag ve %25 Ag gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); %10 Ag grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0.05$). %10 Ag grubunun yoğunluk düzeyi %15 Ag, %20 ve %25 Ag gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ag grubunun yoğunluk düzeyi ile %20 Ag grubu ile %25 Ag grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Ag grubunun yoğunluk düzeyi ile %25 Ag grubunun yoğunluk düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-51).



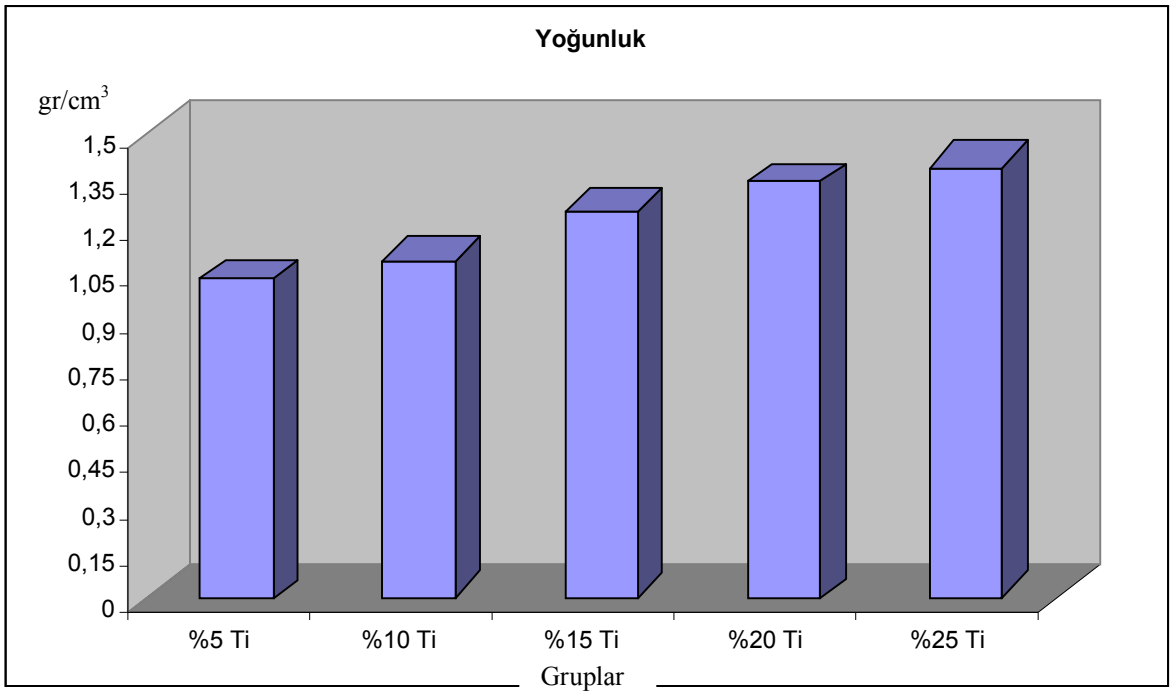
Şekil 4-51: Ag gruplarının yoğunluk düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Mg gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %5 Mg grubunun yoğunluk düzeyi, %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); %10 Mg grubu ile arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0.05$). %10 Mg grubunun yoğunluk düzeyi %15 Mg, %20 ve %25 Mg gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Mg grubunun yoğunluk düzeyi, %25 Mg gruplarından anlamlı şekilde düşükken ($p<0.05$), %20 Mg ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Mg grubunun yoğunluk düzeyi ile %25 Mg grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).(Şekil 4-52).



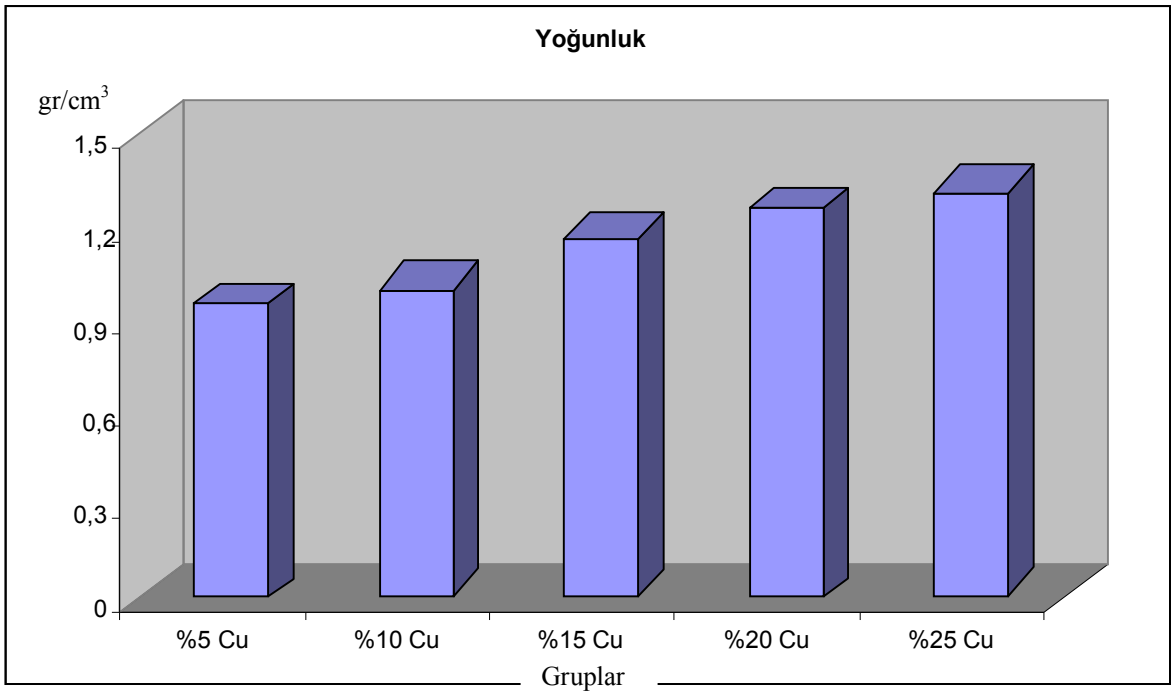
Şekil 4-52: Mg gruplarının yoğunluk düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Ti gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ti grubunun yoğunluk düzeyi, %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); %10 Ti grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0.05$). %10 Ti grubunun yoğunluk düzeyi %15 Ti, %20 ve %25 Ti gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ti grubunun yoğunluk düzeyi ile %20 Ti grubu ile %25 Ti grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Ti grubunun yoğunluk düzeyi ile %25 Ti grubunun yoğunluk düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-53).



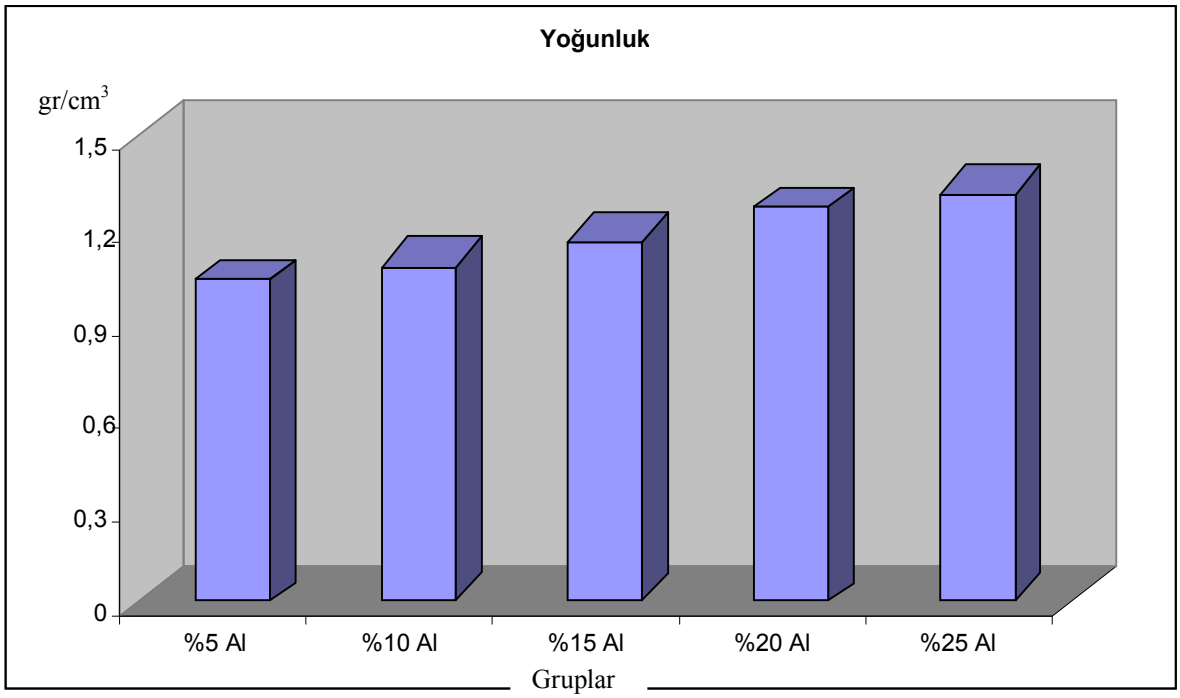
Şekil 4-53: Ti gruplarının yoğunluk düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Cu gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %5 Cu grubunun yoğunluk düzeyi, %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); %10 Cu grubu ile arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0.05$). %10 Cu grubunun yoğunluk düzeyi %15 Cu, %20 ve %25 Cu gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Cu grubunun yoğunluk düzeyi, %25 Cu gruplarından anlamlı şekilde düşükken ($p<0.05$), %20 Cu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Cu grubunun yoğunluk düzeyi ile %25 Cu grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).(Şekil 4-54).



Şekil 4-54: Cu gruplarının yoğunluk düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %5 Al grubunun yoğunluk düzeyi, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); %10 Al grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %10 Al grubunun yoğunluk düzeyi %15 Al, %20 ve %25 Al gruplarının yoğunluk düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Al grubunun yoğunluk düzeyi, %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Al grubunun yoğunluk düzeyi, %25 Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-55).



Şekil 4-55: Ag gruplarının yoğunluk düzeyleri

4.4.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Yüzdelere göre deney gruplarının yoğunluk düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-35 ve Tablo 4-36'da gösterilmiştir.

Tablo 4-35: Yoğunluk Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Yoğunluk		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	1,17±0,01	1,17	
%5 Mg	1,16±0,01	1,16	
%5 Ti	1,17±0,02	1,17	***0,820***
%5 Cu	1,17±0,01	1,17	
%5 Al	1,18±0,01	1,18	
%10 Ag	1,17±0,01	1,17	
%10 Mg	1,17±0,01	1,17	
%10 Ti	1,19±0,01	1,19	***0,040****
%10 Cu	1,19±0,01	1,19	
%10 Al	1,20±0,01	1,20	
%15 Ag	1,23±0,01	1,24	
%15 Mg	1,23±0,00	1,23	
%15 Ti	1,29±0,01	1,29	***0,043****
%15 Cu	1,30±0,01	1,30	
%15 Al	1,28±0,01	1,28	
%20 Ag	1,24±0,01	1,45	
%20 Mg	1,24±0,01	1,24	
%20 Ti	1,30±0,01	1,30	***0,040****
%20 Cu	1,32±0,01	1,32	
%20 Al	1,37±0,01	1,37	
%25 Ag	1,25±0,01	1,24	
%25 Mg	1,26±0,01	1,27	
%25 Ti	1,31±0,01	1,31	***0,038****
%25 Cu	1,33±0,01	1,33	
%25 Al	1,41±0,00	1,41	

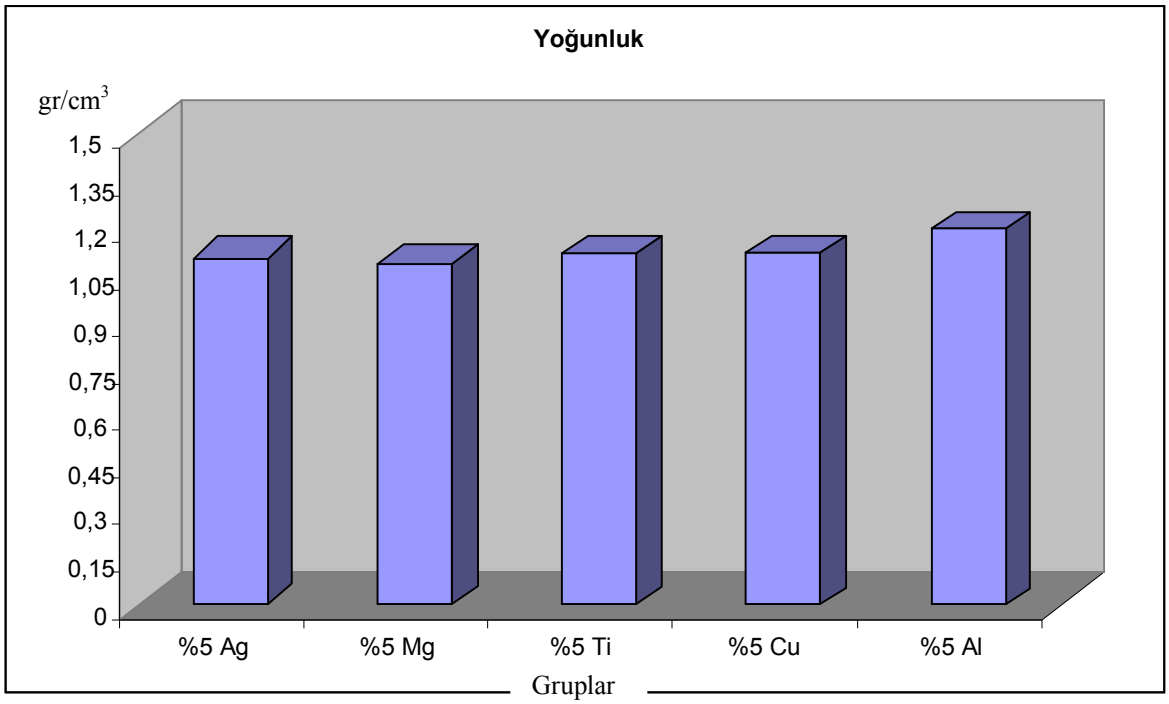
Kruskal Wallis test kullanıldı ** $p \leq 0.05$* *** $p \leq 0.01$*

Tablo 4-36: Yoğunluk Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Yoğunluk									
	Ag-Mg	***Ag-Ti***	***Ag-Cu***	***Ag-Al***	***Mg-Ti***	***Mg-Cu***	***Mg-Al***	***Ti-Cu***	***Ti-Al***	***Cu-Al***
%5	0,360	0,460	0,177	0,270	0,170	0,110	0,800	0,070	0,120	0,503
%10	0,822	0,646	0,546	0,046*	0,046*	0,046*	0,046*	0,643	0,543	0,443
%15	0,487	0,050*	0,046*	0,050*	0,037*	0,034*	0,037*	0,105	0,500	0,146
%20	0,246	0,046*	0,043*	0,043*	0,050*	0,046*	0,046*	0,246	0,046*	0,043*
%25	0,246	0,050*	0,046*	0,037*	0,046*	0,043*	0,034*	0,046*	0,037*	0,034*

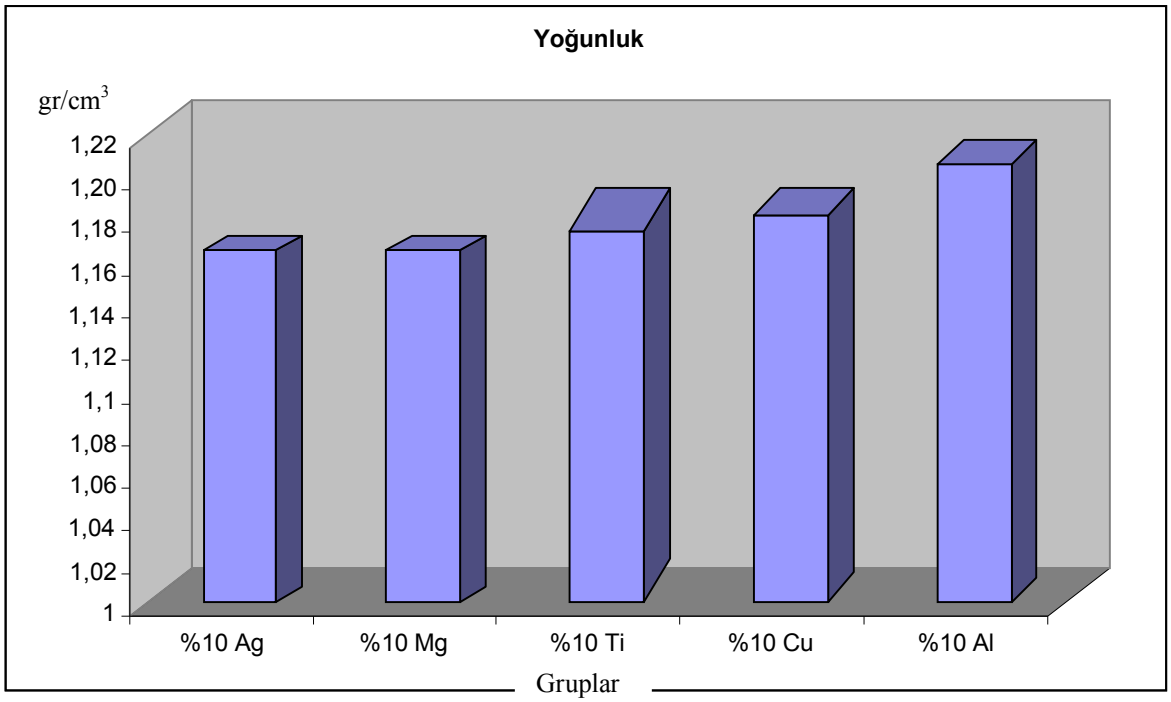
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Buna göre %5 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Şekil 4-56).



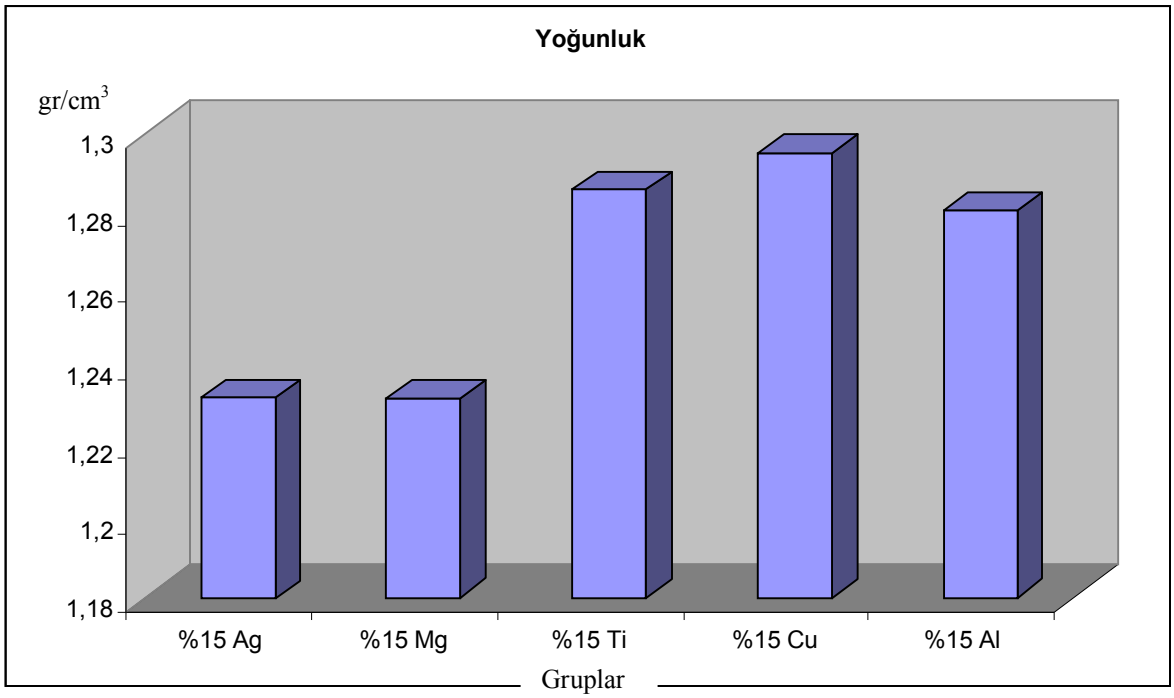
Şekil 4-56: Grupların %5 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri

%10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %10 Ag grubunun yoğunluk düzeyi ile Mg, Ti ve Cu grubu arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$), %10 Al grubundan ise anlamlı olarak düşüktür ($p<0.05$). %10 Ti grubunun yoğunluk düzeyi ile %10 Cu ve Al grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %10 Cu ve %10 Al grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4-57).



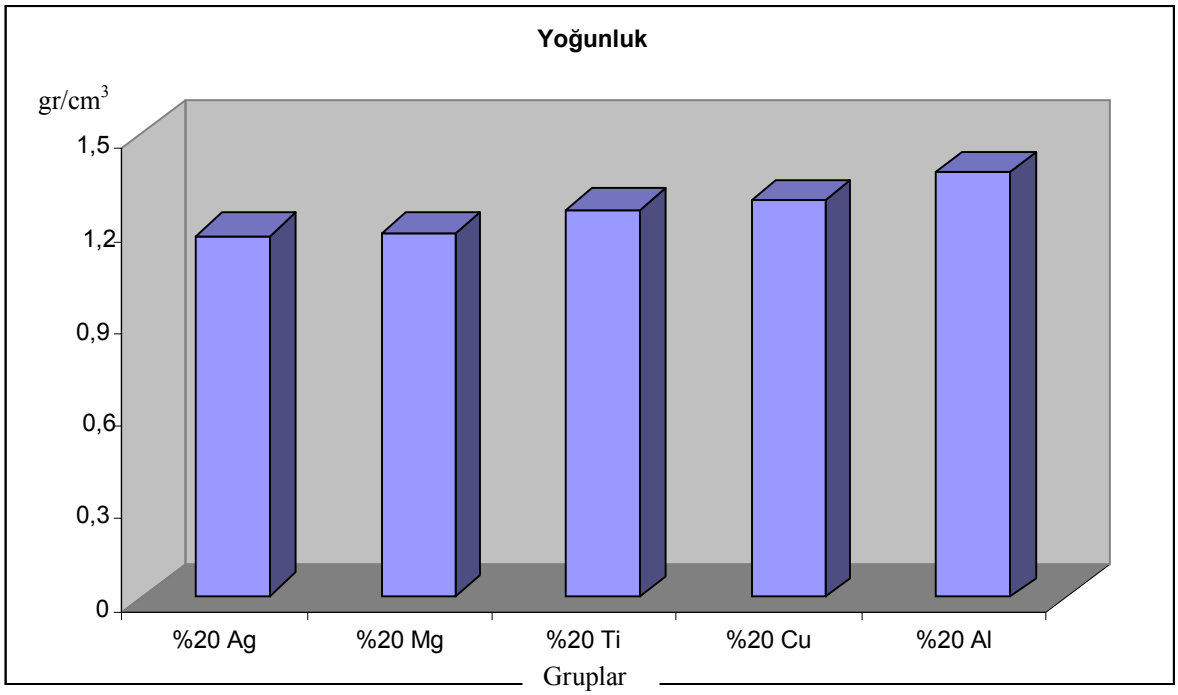
Şekil 4-57: Grupların %10 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri

%15 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %15 Ag grubunun yoğunluk düzeyi ile Mg grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken; Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Mg grubunun yoğunluk düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ti grubunun yoğunluk düzeyi ile Cu ve Al grupları arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %15 Cu grubunun yoğunluk düzeyi, ile Al grubu arasında bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Şekil 4-58).



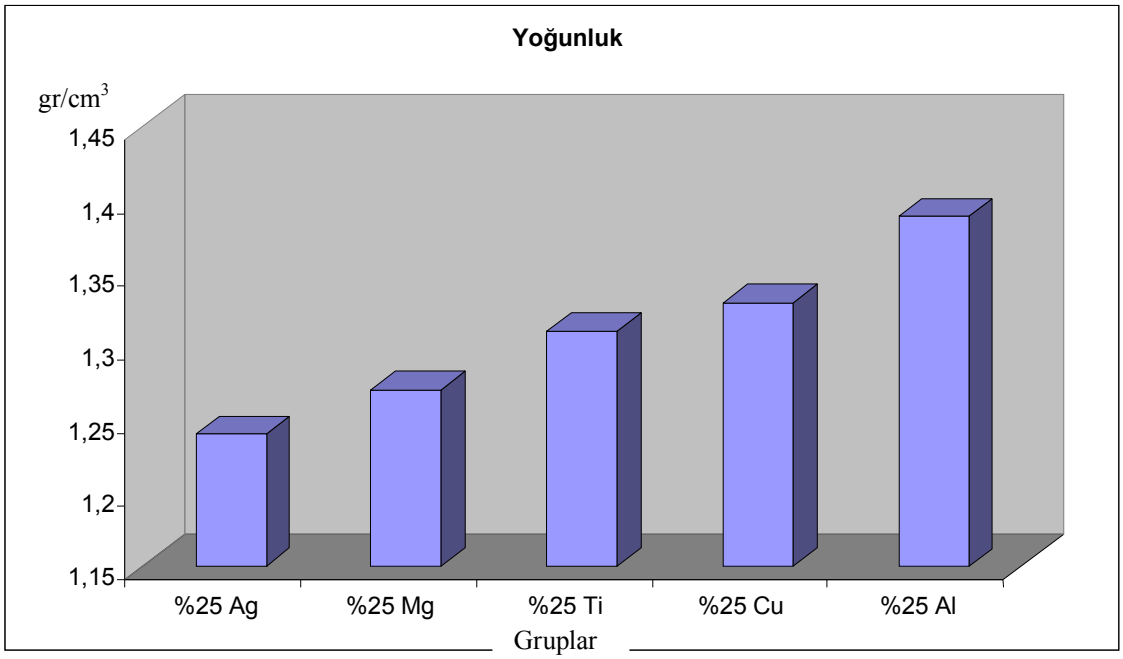
Şekil 4-58: Grupların %15 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri

%20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %20 Ag grubunun yoğunluk düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$), %20 Mg grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). %20 Mg grubunun yoğunluk düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %20 Ti grubunun yoğunluk düzeyi ile %20 Cu arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$), %20 Al grubundan ise anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %20 Cu grubunun yoğunluk düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-59).



Şekil 4-59: Grupların %20 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %25 Ag grubunun yoğunluk düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$), %25 Mg grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). %25 Mg grubunun yoğunluk düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %25 Ti grubunun yoğunluk düzeyi Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %20 Cu grubunun yoğunluk düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-60).



Şekil 4-60: Grupların %25 yüzdedeki yoğunluk düzeyleri

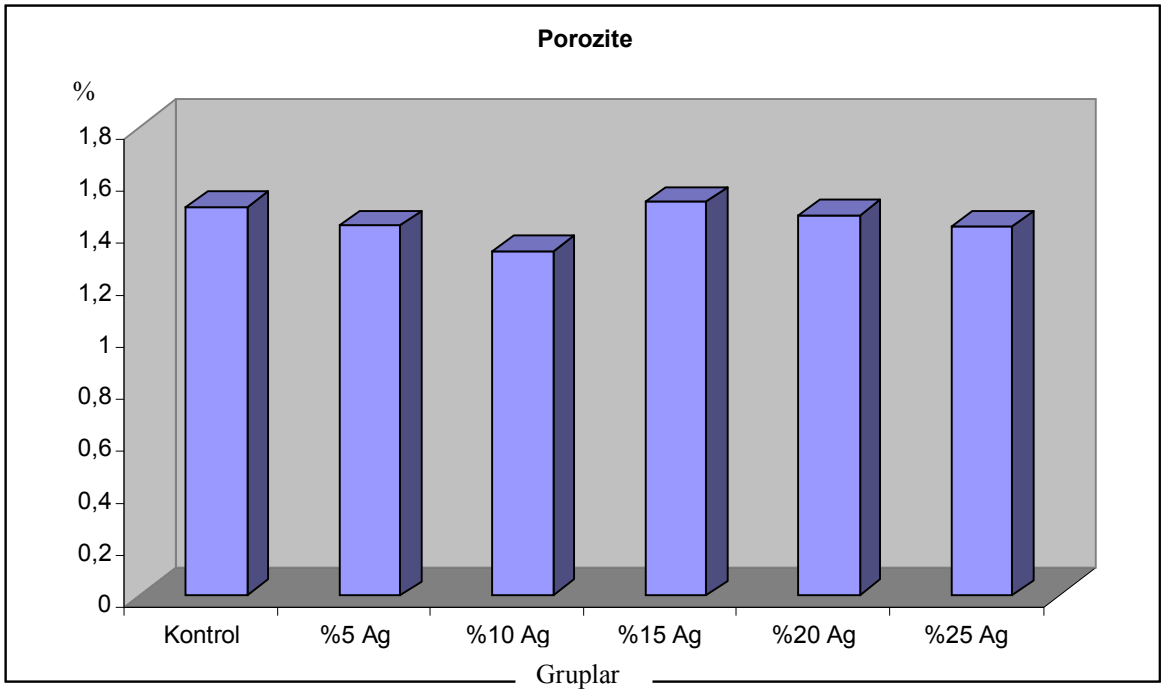
4.5. Porozite Bulguları

4.5.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ag grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının porozite düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-37'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun porozite düzeyi %5 Ag, %10 Ag, %15 Ag, %20 Ag ve % 25 Ag gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-61).

Tablo 4-37: Kontrol ile Ag Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Porozite	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,49±0,01	1,49
%5 Ag	1,41±0,01	1,41
%10 Ag	1,41±0,01	1,42
%15 Ag	1,47±0,04	1,47
%20 Ag	1,46±0,00	1,46
%25 Ag	1,43±0,01	1,43
Kontrol-%5 Ag p	*0,046**	
Kontrol-%10 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%15 Ag p	*0,046**	
Kontrol-%20 Ag p	*0,046**	
Kontrol-%25 Ag p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



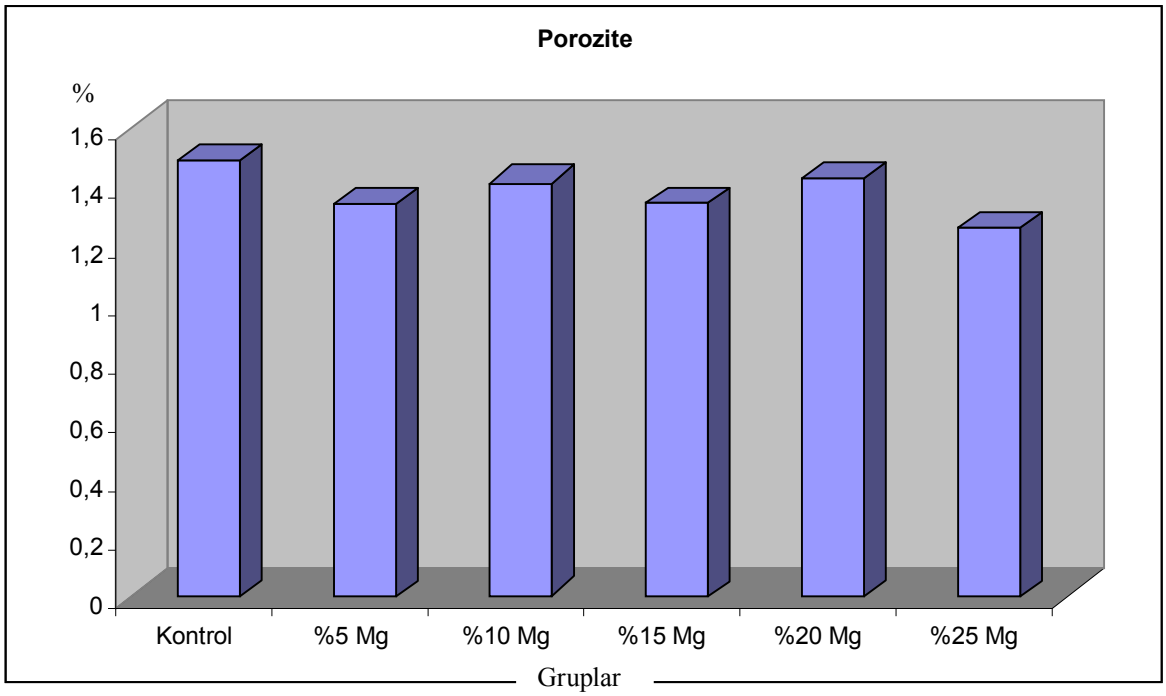
Şekil 4-61: Kontrol ile Ag grubunun porozite düzeyleri

4.5.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Mg grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının porozite düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-38'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun porozite düzeyi %5 Mg, %10 Mg, %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-62).

Tablo 4-38: Kontrol ile Mg Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Porozite	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,49±0,01	1,49
%5 Mg	1,39±0,00	1,39
%10 Mg	1,32±0,02	1,32
%15 Mg	1,46±0,01	1,46
%20 Mg	1,42±0,02	1,43
%25 Mg	1,32±0,01	1,32
Kontrol-%5 Mg p	*0,046**	
Kontrol-%10 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%15 Mg p	*0,046**	
Kontrol-%20 Mg p	*0,046**	
Kontrol-%25 Mg p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



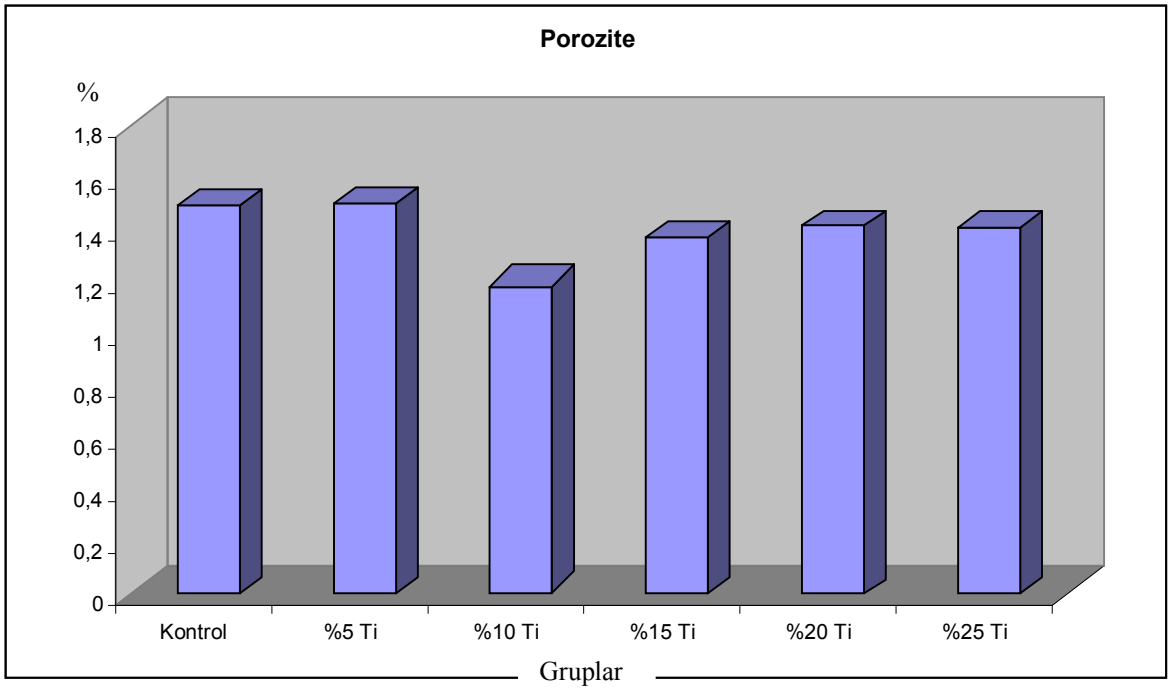
Şekil 4-62: Kontrol ile Mg grubunun porozite düzeyleri

4.5.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ti grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının porozite düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-39'da gösterilmiştir. Buna göre Kontrol grubunun porozite düzeyi %5 Ti grubunun porozite düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Kontrol grubunun porozite düzeyi %10 Ti, %15 Ti, %20 i ve %25 Ti gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-63).

Tablo 4-39: Kontrol ile Ti Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Porozite	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,49±0,01	1,49
%5 Ti	1,47±0,02	1,50
%10 Ti	1,42±0,00	1,42
%15 Ti	1,37±0,01	1,37
%20 Ti	1,37±0,01	1,37
%25 Ti	1,38±0,01	1,38
Kontrol-%5 Ti p	*0,817*	
Kontrol-%10 Ti p	*0,046**	
Kontrol-%15 Ti p	*0,046**	
Kontrol-%20 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ti p	*0,046**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



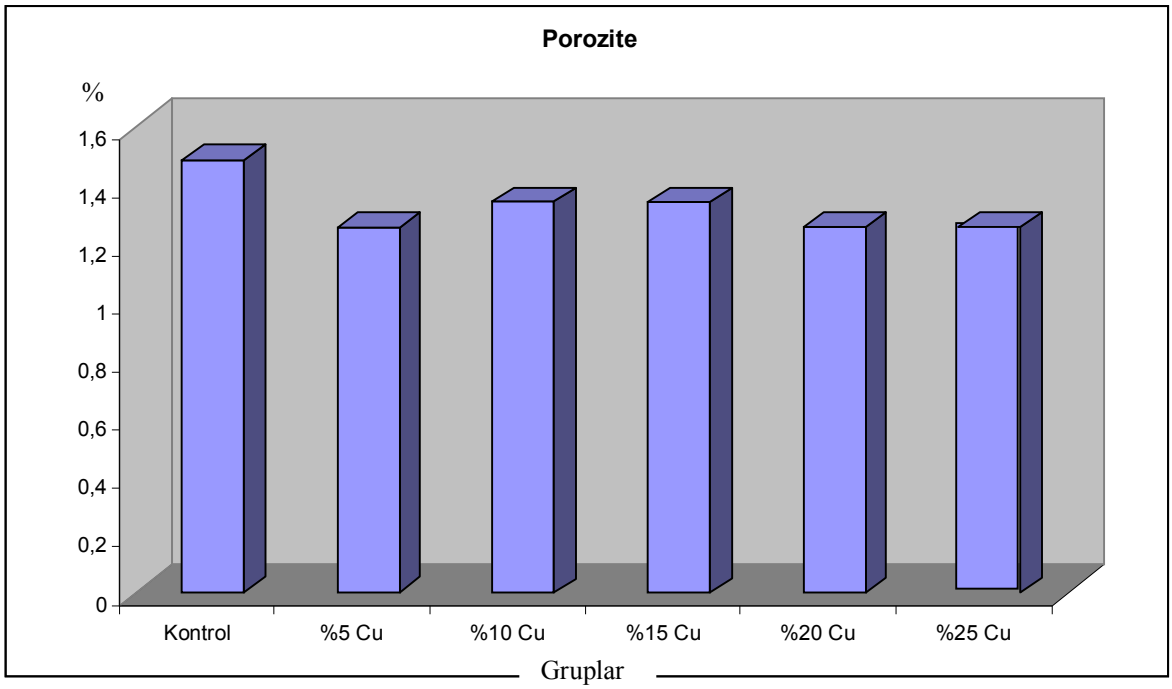
Şekil 4-63: Kontrol ile Ti grubunun porozite düzeyleri

4.5.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Cu grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının porozite düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-40'da gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun porozite düzeyi %5 Cu, %10, %15, %20 Cu ve %25 Cu gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-64).

Tablo 4-40: Kontrol ile Cu Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Porozite	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,49±0,01	1,49
%5 Cu	1,40±0,00	1,40
%10 Cu	1,40±0,00	1,40
%15 Cu	1,40±0,01	1,40
%20 Cu	1,36±0,01	1,37
%25 Cu	1,38±0,01	1,38
Kontrol-%5 Cu p	*0,046**	
Kontrol-%10 Cu p	*0,046**	
Kontrol-%15 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%20 Cu p	*0,046**	
Kontrol-%25 Cu p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



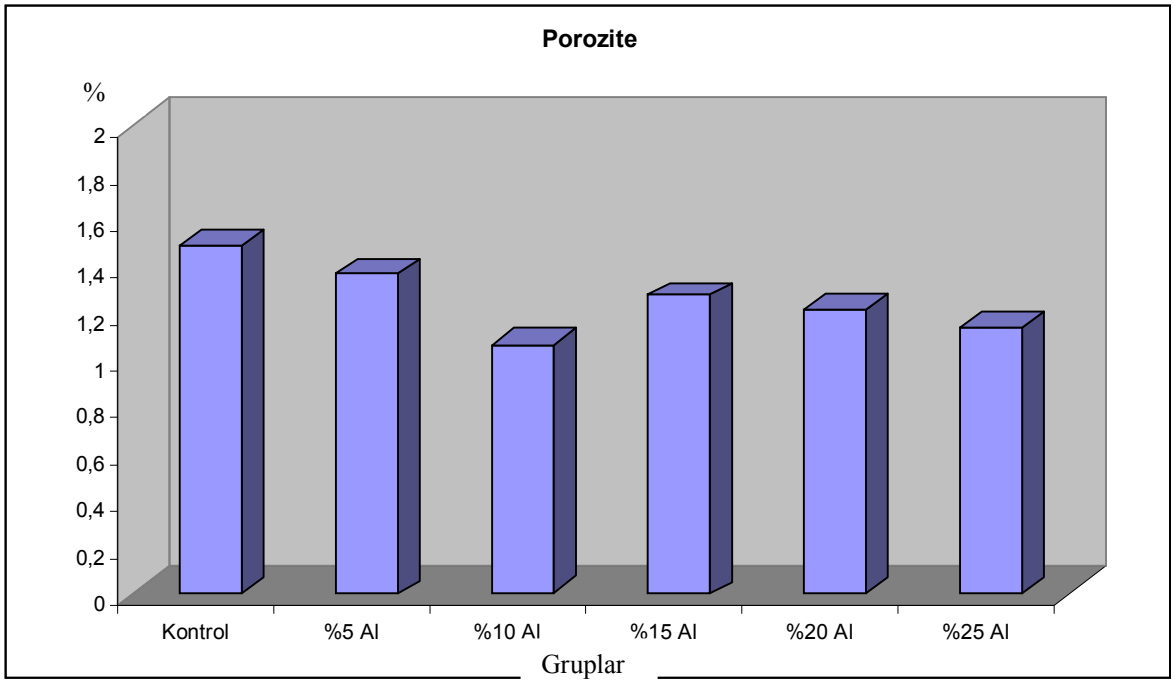
Şekil 4-64: Kontrol ile Cu grubunun porozite düzeyleri

4.5.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Al grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının porozite düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-41'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun porozite düzeyi %5, %10 Al, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-65).

Tablo 4-41: Kontrol ile Al Grubunun Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Porozite	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,49±0,01	1,49
%5 Al	1,40±0,01	1,40
%10 Al	1,32±0,01	1,32
%15 Al	1,28±0,00	1,28
%20 Al	1,31±0,01	1,31
%25 Al	1,28±0,01	1,28
Kontrol-%5 Al p	*0,050**	
Kontrol-%10 Al p	*0,050**	
Kontrol-%15 Al p	*0,046**	
Kontrol-%20 Al p	*0,050**	
Kontrol-%25 Al p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



Şekil 4-65: Kontrol ile Al grubunun porozite düzeyleri

4.5.6. Deney Grupları Arasında Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Deney gruplarının porozite düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-42 ve Tablo 4-43'de gösterilmiştir.

Tablo 4-42: Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Porozite		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	1,41±0,01	1,41	
%10 Ag	1,31±0,01	1,32	
%15 Ag	1,46±0,04	1,46	***0,011****
%20 Ag	1,46±0,00	1,46	
%25 Ag	1,43±0,01	1,43	
%5 Mg	1,39±0,00	1,39	
%10 Mg	1,12±0,02	1,12	
%15 Mg	1,46±0,01	1,46	***0,009****
%20 Mg	1,42±0,02	1,43	
%25 Mg	1,32±0,01	1,32	
%5 Ti	1,48±0,02	1,50	
%10 Ti	0,82±0,00	0,82	
%15 Ti	1,37±0,01	1,37	***0,011****
%20 Ti	1,37±0,01	1,37	
%25 Ti	1,38±0,01	1,38	
%5 Cu	1,30±0,00	1,30	
%10 Cu	1,40±0,00	1,40	
%15 Cu	1,40±0,01	1,40	***0,011****
%20 Cu	1,36±0,01	1,37	
%25 Cu	1,38±0,01	1,38	
%5 Al	1,49±0,01	1,80	
%10 Al	0,92±0,01	0,92	
%15 Al	1,28±0,00	1,88	***0,009****
%20 Al	1,21±0,01	1,21	
%25 Al	1,14±0,01	1,14	

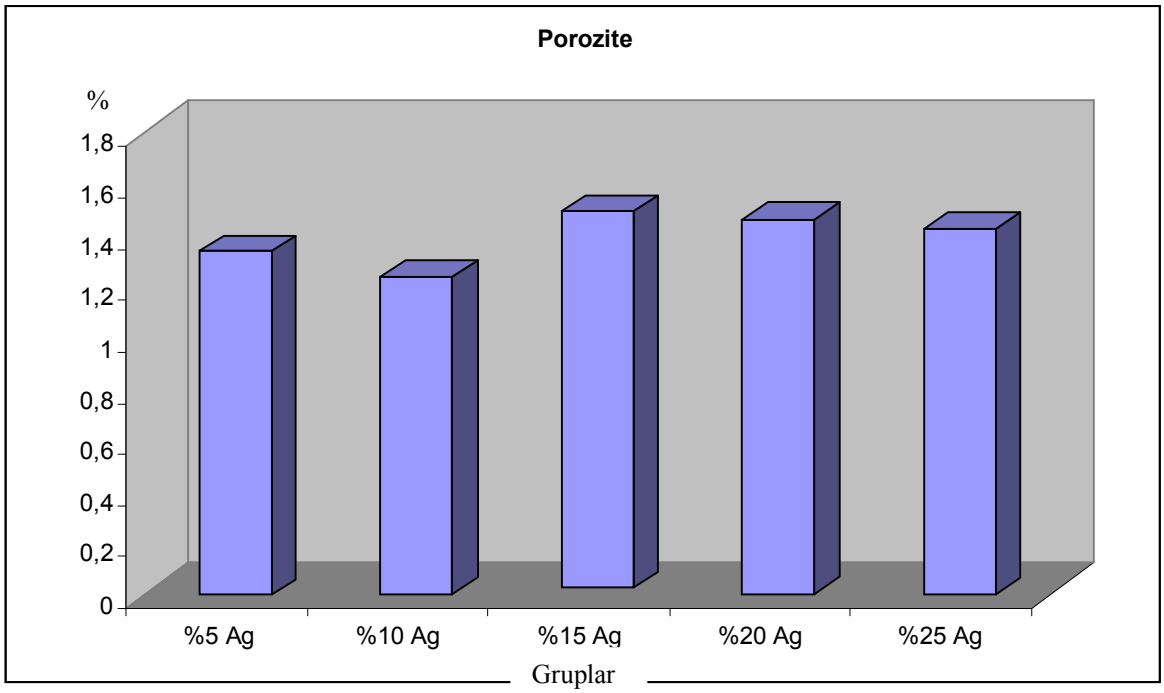
Kruskal Wallis test kullanıldı ** p≤0.05* *** p≤0.01*

Tablo 4-43: Porozite Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Porozite									
	%5-%10	***%5-%15***	***%5-%20***	***%5-%25***	***%10-%15***	***%10-%20***	***%10-%25***	***%15-%20***	***%15-%25***	***%20-%25***
Ag	0,146	0,046*	0,043*	0,046*	0,050*	0,046*	0,050*	0,105	0,050*	0,046*
Mg	0,146	0,043*	0,043*	0,046*	0,046*	0,046*	0,050*	0,043*	0,046*	0,046*
Ti	0,143	0,043*	0,046*	0,043*	0,043*	0,046*	0,043*	0,261	0,261	0,105
Cu	0,143	0,046*	0,043*	0,046*	0,246	0,043*	0,046*	0,046*	0,050*	0,105
Al	0,150	0,046*	0,050*	0,050*	0,046*	0,050*	0,050*	0,046*	0,046*	0,050*

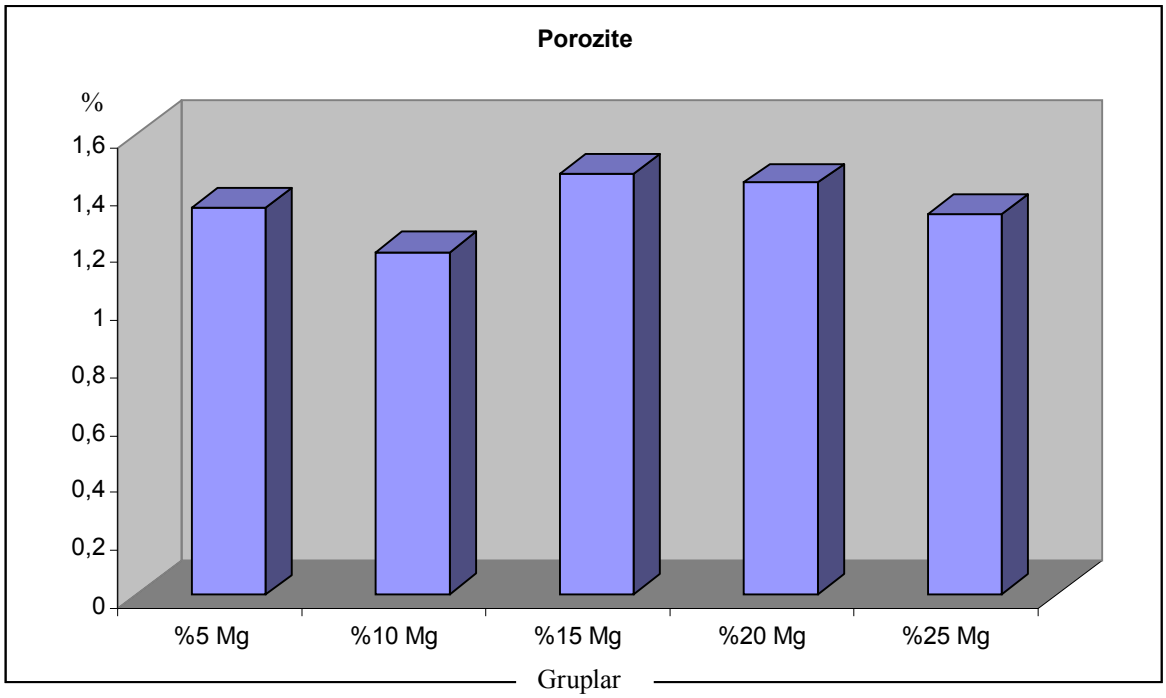
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Buna göre %5, %10, %15, %20 ve %25 Ag gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ag grubunun porozite düzeyi ile %10 Ag grubu arasında anlamlı düzeyde bir farklılık buklunmazken ($p>0.05$); %15, %20 Ag ve %25 Ag grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ag grubunun porozite düzeyi %15 Ag, %20 ve %25 Ag gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ag grubunun porozite düzeyi %25 Ag grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$), %20 Ag grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Ag grubunun porozite düzeyi, %25 Ag grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-66).



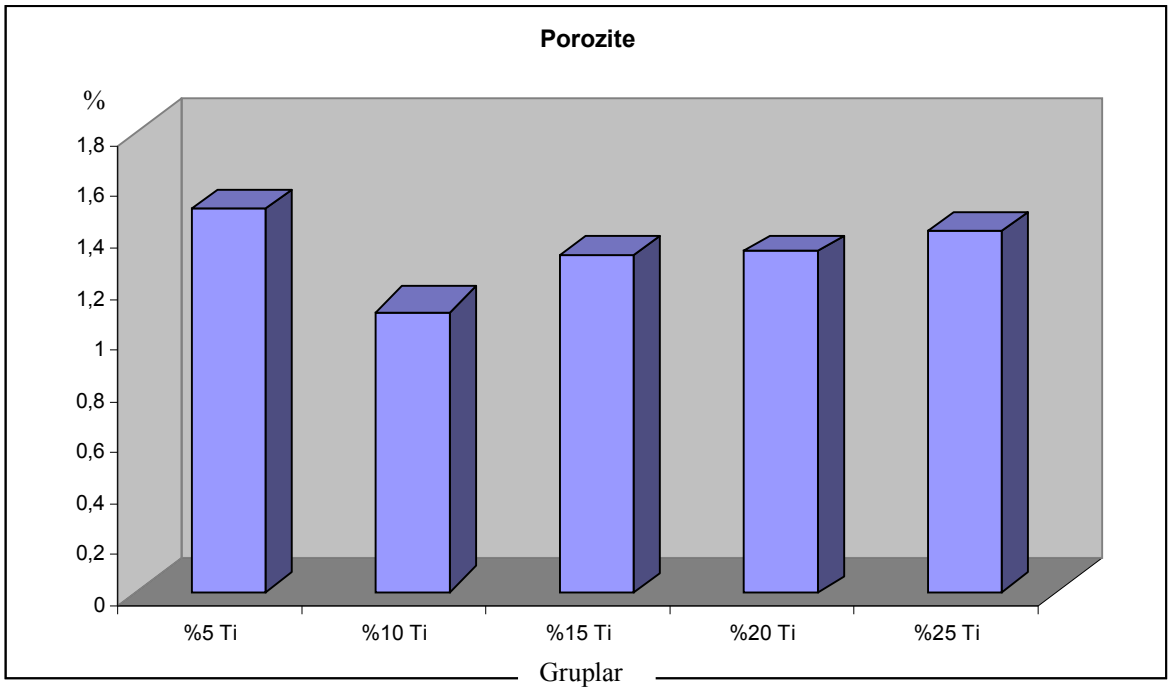
Şekil 4-66: Ag gruplarının porozite düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Mg gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Mg grubunun porozite düzeyi ile %10 Mg grubu arasında istatistiksel anlamlı bir farklılık bulunmazken, %25 Mg grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); %15 Mg ve %20 Mg gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Mg grubunun porozite düzeyi %15 Mg, %20 ve %25 Mg gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Mg grubunun porozite düzeyi, %20 Mg ve %25 Mg gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Mg grubunun porozite düzeyi, %25 Mg grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-67).



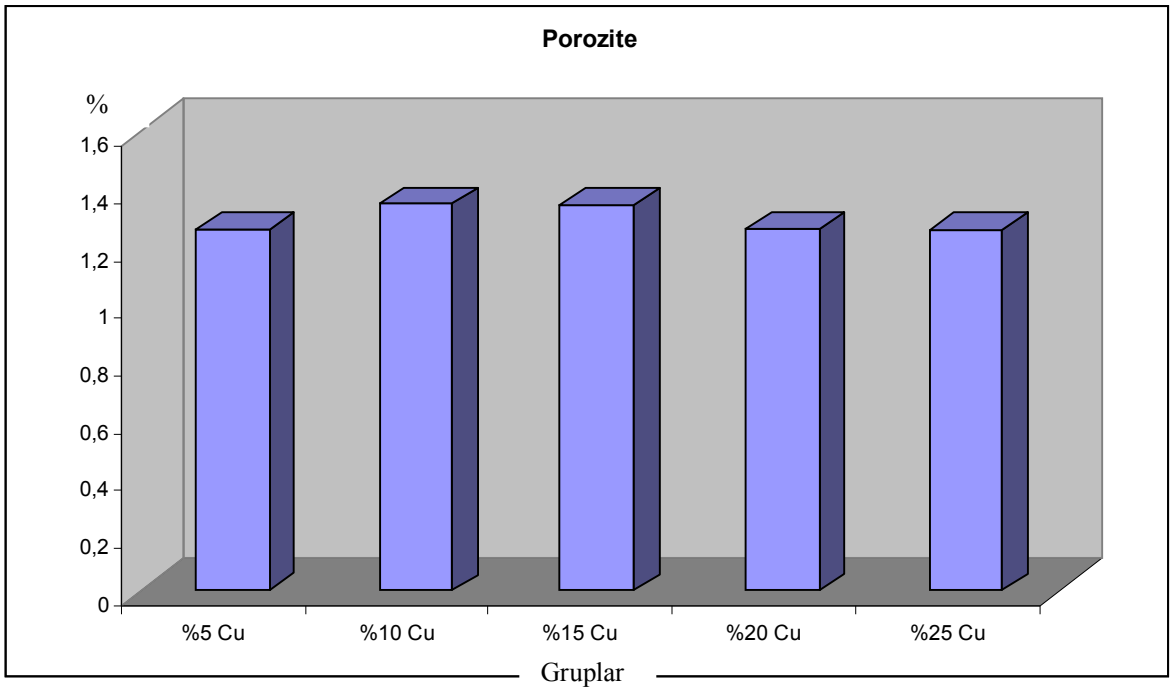
Şekil 4-67: Mg gruplarının porozite düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Ti gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ti grubunun porozite düzeyi ile %10 Ti grunun porozite düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, %15, %20 ve %25 Ti gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %10 Ti grubunun porozite düzeyi %15 Ti, %20 ve %25 Ti gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ti grubunun porozite düzeyi ile %20 ve %25 Ti grubu ile arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Ti grubunun porozite düzeyi ile %25 Ti arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Şekil 4-68).



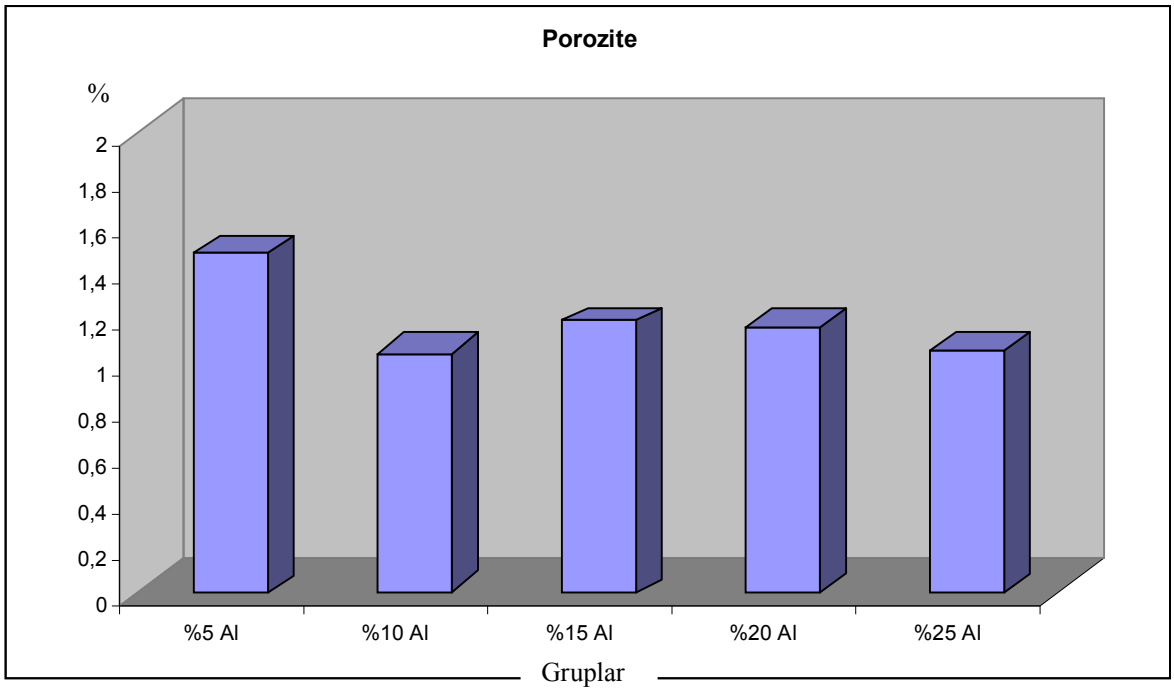
Şekil 4-68: Ti gruplarının porozite düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Cu gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Cu grubunun porozite düzeyi ile %10 Cu grubunun porozite düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, %15, %20 ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Cu grubunun porozite düzeyi %20 ve %25 Cu gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.05$), %15 Cu grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %15 Cu grubunun porozite düzeyi, %20 Cu ve %25 Cu gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Cu grubunun porozite düzeyi, %25 Cu grubunun porozite düzeyinden anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-69).



Şekil 4-69: Cu gruplarının porozite düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Al gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Al grubunun porozite düzeyi ile %10 Al grubunun porozite düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %10 Al grubunun porozite düzeyi %15 Al, %20 ve %25 Al gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Al grubunun porozite düzeyi, %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Al grubunun porozite düzeyi, %25 Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-70).



Şekil 4-70: Al gruplarının porozite düzeyleri

4.5.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Yüzdelere göre deney gruplarının porozite düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-44 ve Tablo 4-45'de gösterilmiştir.

Tablo 4-44: Porozite Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Porozite		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	1,41±0,01	1,41	
%5 Mg	1,39±0,00	1,39	
%5 Ti	1,48±0,02	1,50	***0,009****
%5 Cu	1,30±0,00	1,30	
%5 Al	1,40±0,01	1,80	
%10 Ag	1,31±0,01	1,32	
%10 Mg	1,12±0,02	1,12	
%10 Ti	0,82±0,00	0,82	***0,009****
%10 Cu	1,40±0,00	1,40	
%10 Al	0,92±0,01	0,92	
%15 Ag	1,46±0,04	1,46	
%15 Mg	1,46±0,01	1,46	
%15 Ti	1,37±0,01	1,37	***0,009****
%15 Cu	1,40±0,01	1,40	
%15 Al	1,28±0,00	1,88	
%20 Ag	1,46±0,00	1,46	
%20 Mg	1,42±0,02	1,43	
%20 Ti	1,37±0,01	1,67	***0,009****
%20 Cu	1,36±0,01	1,37	
%20 Al	1,21±0,01	1,21	
%25 Ag	1,43±0,01	1,43	
%25 Mg	1,32±0,01	1,32	
%25 Ti	1,38±0,01	1,38	***0,011****
%25 Cu	1,38±0,01	1,38	
%25 Al	1,14±0,01	1,14	

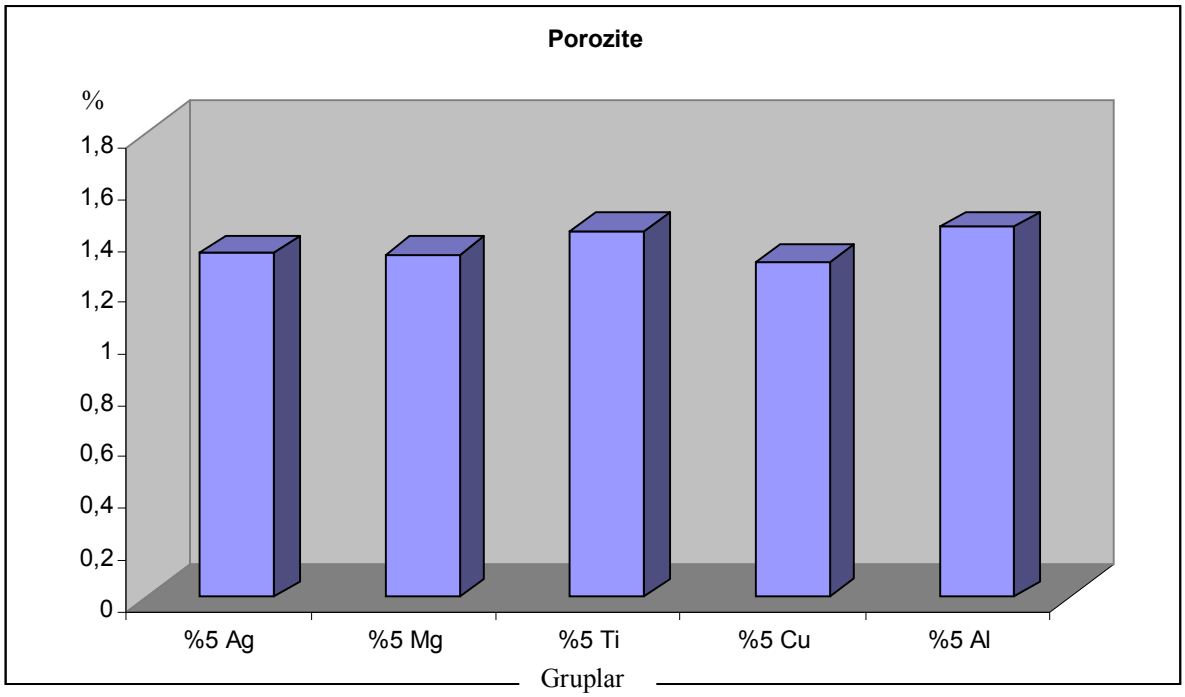
Kruskal Wallis test kullanıldı ** $p \leq 0.05$* *** $p \leq 0.01$*

Tablo 4-45: Porozite Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Porozite									
	Ag-Mg	***Ag-Ti***	***Ag-Cu***	***Ag-Al***	***Mg-Ti***	***Mg-Cu***	***Mg-Al***	***Ti-Cu***	***Ti-Al***	***Cu-Al***
%5	0,043 *	0,043 *	0,043 *	0,046 *	0,043 *	0,043 *	0,046 *	0,043 *	0,046 *	0,046 *
%10	0,050 *	0,046 *	0,046 *	0,050 *	0,046 *	0,046 *	0,050 *	0,043 *	0,046 *	0,046 *
%15	0,146	0,046 *	0,050 *	0,046 *	0,043 *	0,046 *	0,043 *	0,046 *	0,043 *	0,046 *
%20	0,043 *	0,046 *	0,043 *	0,046 *	0,040 *	0,043 *	0,046 *	0,205	0,050 *	0,046 *
%25	0,050 *	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,487	0,046 *	0,050 *

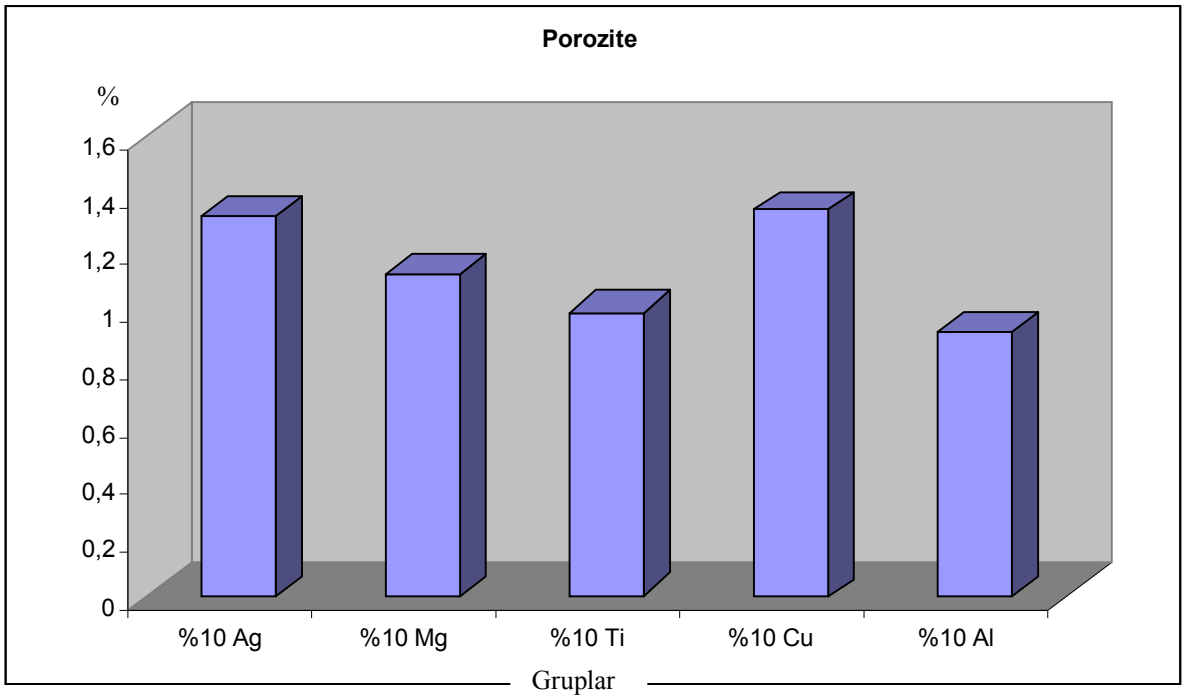
Mann Whitney U test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Buna göre %5 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %5 Ag grubunun porozite düzeyi Mg ve Cu gruplarından anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$); Ti grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$), Al grubu ile ise anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %5 Mg grubunun porozite düzeyi Ti grubundan anlamlı şekilde düşükken ($p<0.05$); Cu grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$), Al grubu ile ise anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %5 Ti grubunun porozite düzeyi Al ve Cu grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %5 Cu grubunun porozite düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-71).



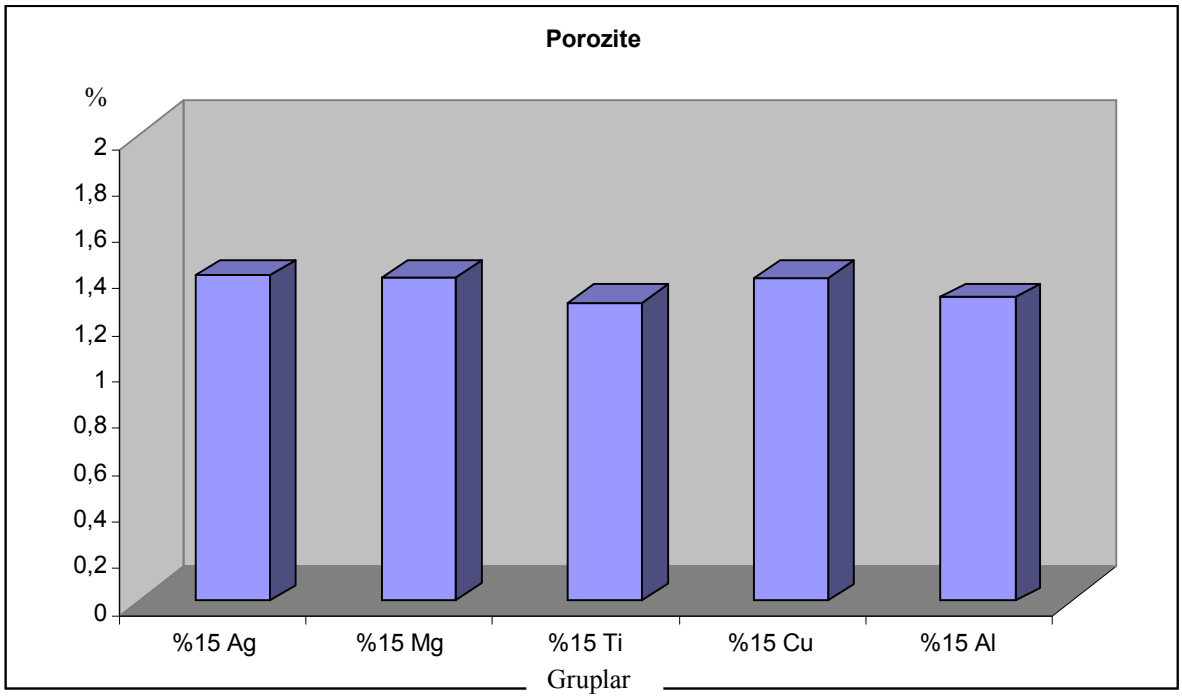
Şekil 4-71: Grupların %5 yüzdedeki porozite düzeyleri

%10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %10 Ag grubunun porozite düzeyi Mg, Ti ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$); Cu grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Mg grubunun porozite düzeyi Ti ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$); Cu grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ti grubunun porozite düzeyi Al ve Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Cu grubunun porozite düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-72).



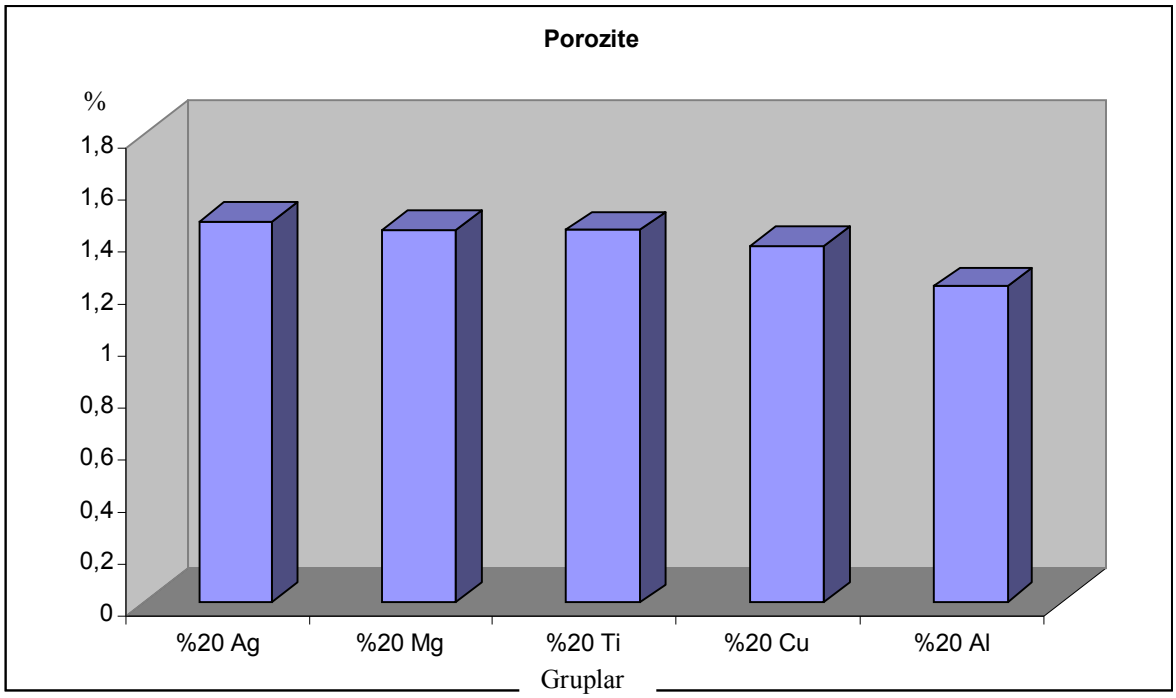
Şekil 4-72: Grupların %10 yüzdedeki porozite düzeyleri

%15 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %15 Ag grubunun porozite düzeyi Ti, Al ve Cu gruplarından anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$), Mg grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %15 Mg grubunun porozite düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %15 Ti grubunun porozite düzeyi Cu grubundan anlamlı şekilde düşükken ($p<0.05$), Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %15 Cu grubunun porozite düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-73).



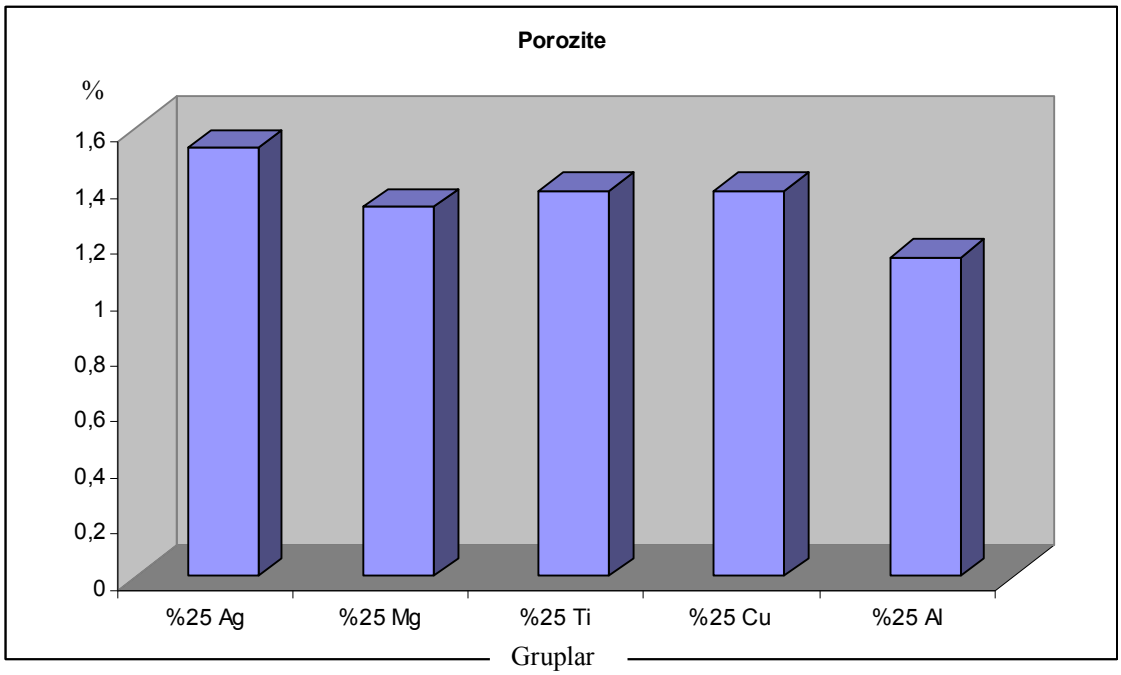
Şekil 4-73: Grupların %15 yüzdedeki porozite düzeyleri

%20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). %20 Ag grubunun porozite düzeyi Mg, Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Mg grubunun porozite düzeyi Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Ti grubunun porozite düzeyi Al grubundan anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$), Cu grubu ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %20 Cu grubunun porozite düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-74).



Şekil 4-74: Grupların %20 yüzdedeki porozite düzeyleri

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının porozite düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %25 Ag grubunun porozite düzeyi Mg, Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %25 Mg grubunun porozite düzeyi Ti ve Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %25 Ti grubunun porozite düzeyi ile Cu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %25 Cu grubunun porozite düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-75).



Şekil 4-75: Grupların %25 yüzdedeki porozite düzeyleri

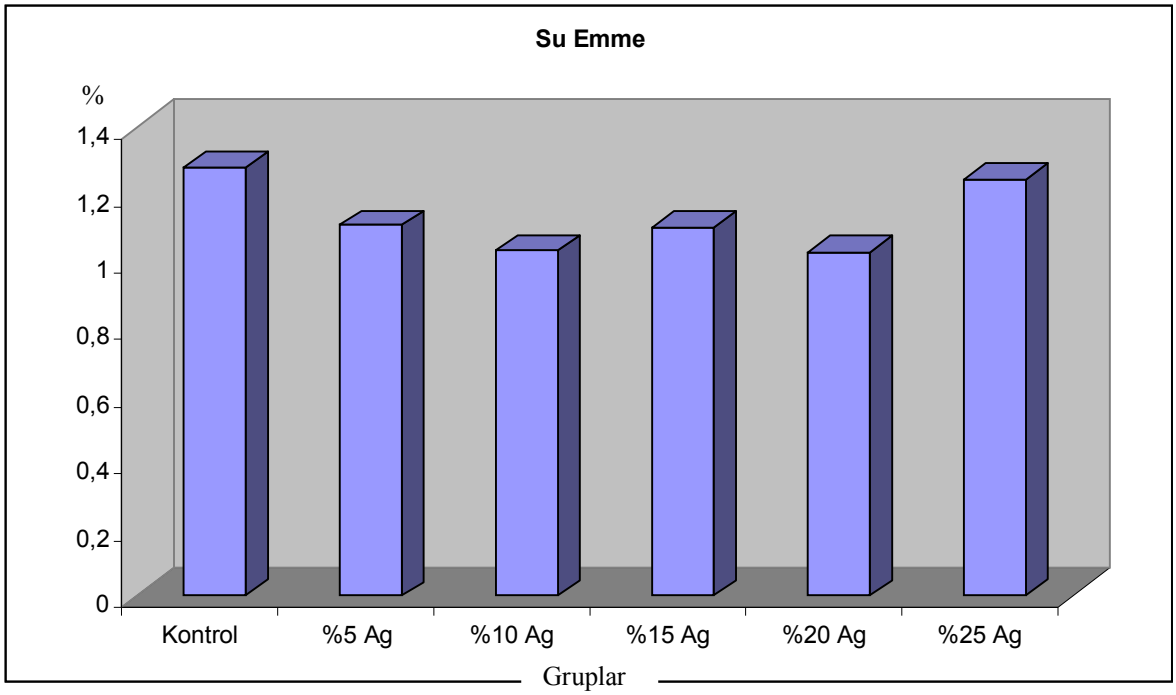
4.6. Su Emme Bulguları

4.6.1. Kontrol Grubu ile Ag Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ag grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının su emme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-46'da gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun su emme düzeyi %5 Ag, %10 Ag, %15 Ag, %20 Ag ve %25 Ag gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-76).

Tablo 4-46: Kontrol ile Ag Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Su Emme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,28±0,01	1,28
%5 Ag	1,18±0,01	1,18
%10 Ag	1,12±0,01	1,12
%15 Ag	1,19±0,01	1,20
%20 Ag	1,06±0,04	1,08
%25 Ag	1,13±0,01	1,14
Kontrol-%5 Ag p	*0,046**	
Kontrol-%10 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%15 Ag p	*0,046**	
Kontrol-%20 Ag p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ag p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



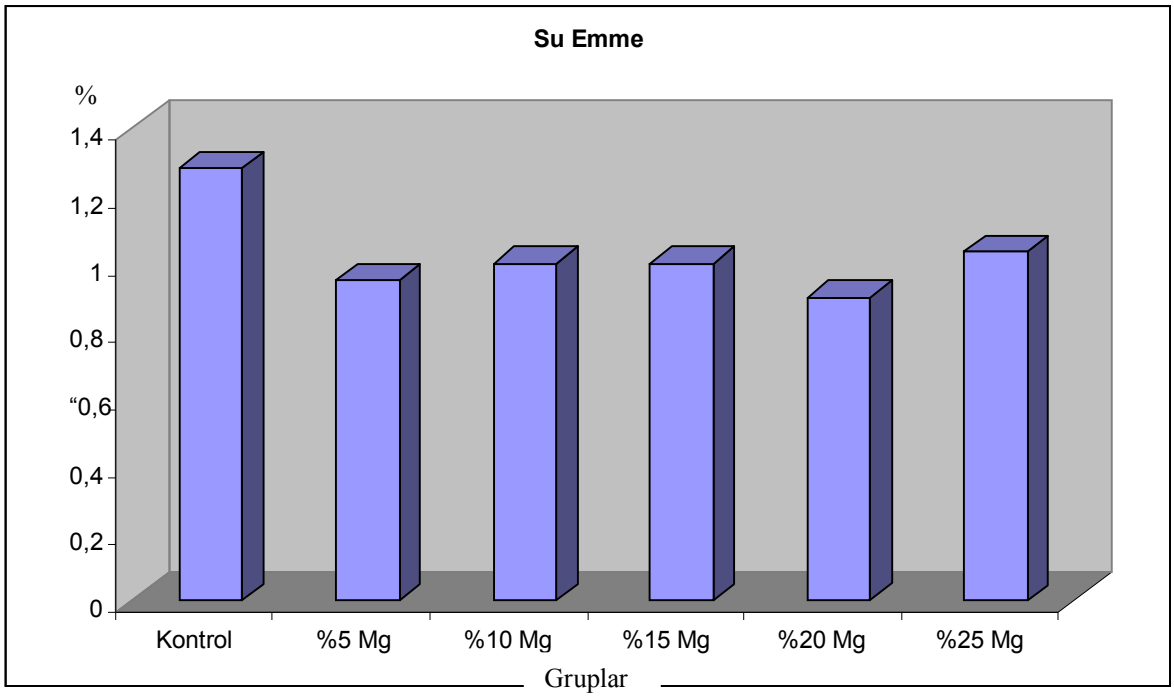
Şekil 4-76: Kontrol ile Ag grubunun su emme düzeyleri

4.6.2. Kontrol Grubu ile Mg Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Mg grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının su emme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-47'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun su emme düzeyi %5 Mg, %10 Mg, %15 Mg, %20 Mg ve %25 Mg gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-77).

Tablo 4-47: Kontrol ile Mg Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Su Emme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,28±0,01	1,28
%5 Mg	0,95±0,01	0,95
%10 Mg	0,98±0,03	1,00
%15 Mg	1,00±0,00	1,00
%20 Mg	0,82±0,02	0,82
%25 Mg	1,08±0,03	1,10
Kontrol-%5 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%10 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%15 Mg p	*0,046**	
Kontrol-%20 Mg p	*0,050**	
Kontrol-%25 Mg p	*0,046**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



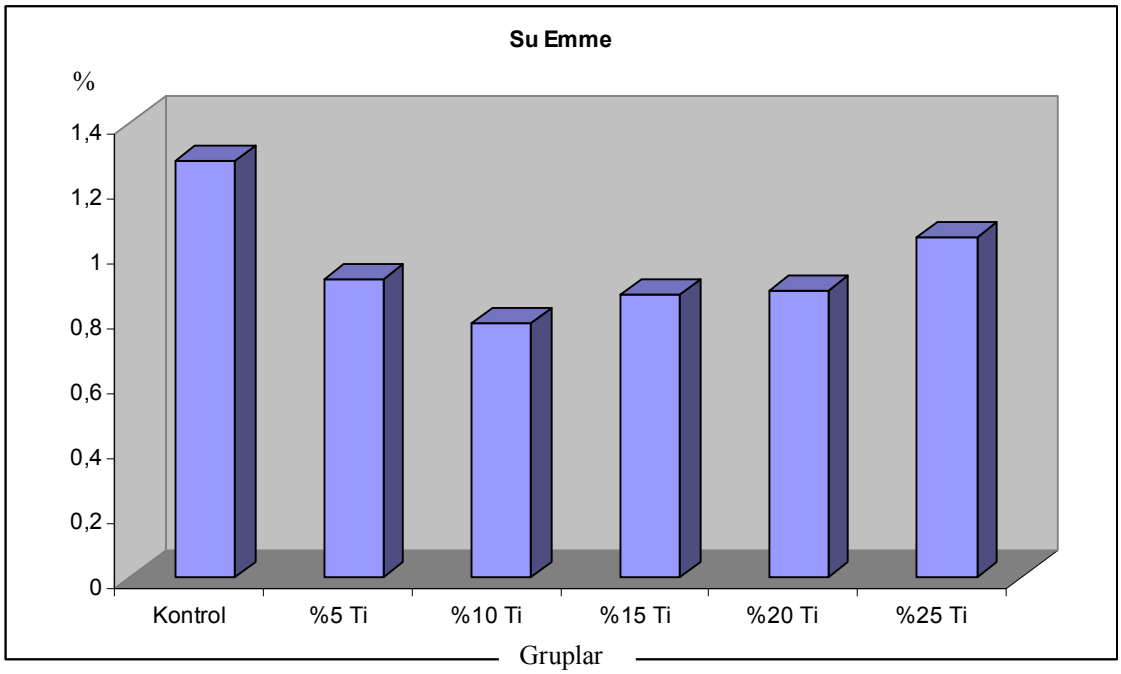
Şekil 4-77: Kontrol ile Mg grubunun su emme düzeyleri

4.6.3. Kontrol Grubu ile Ti Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Ti grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının su emme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-48'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun su emme düzeyi %5 Ti, %10 Ti, %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-78).

Tablo 4-48: Kontrol ile Ti Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Su Emme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,28±0,01	1,28
%5 Ti	0,92±0,02	0,92
%10 Ti	0,78±0,01	0,78
%15 Ti	0,86±0,02	0,87
%20 Ti	0,88±0,02	0,88
%25 Ti	0,97±0,03	1,05
Kontrol-%5 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%10 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%15 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%20 Ti p	*0,050**	
Kontrol-%25 Ti p	*0,046**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



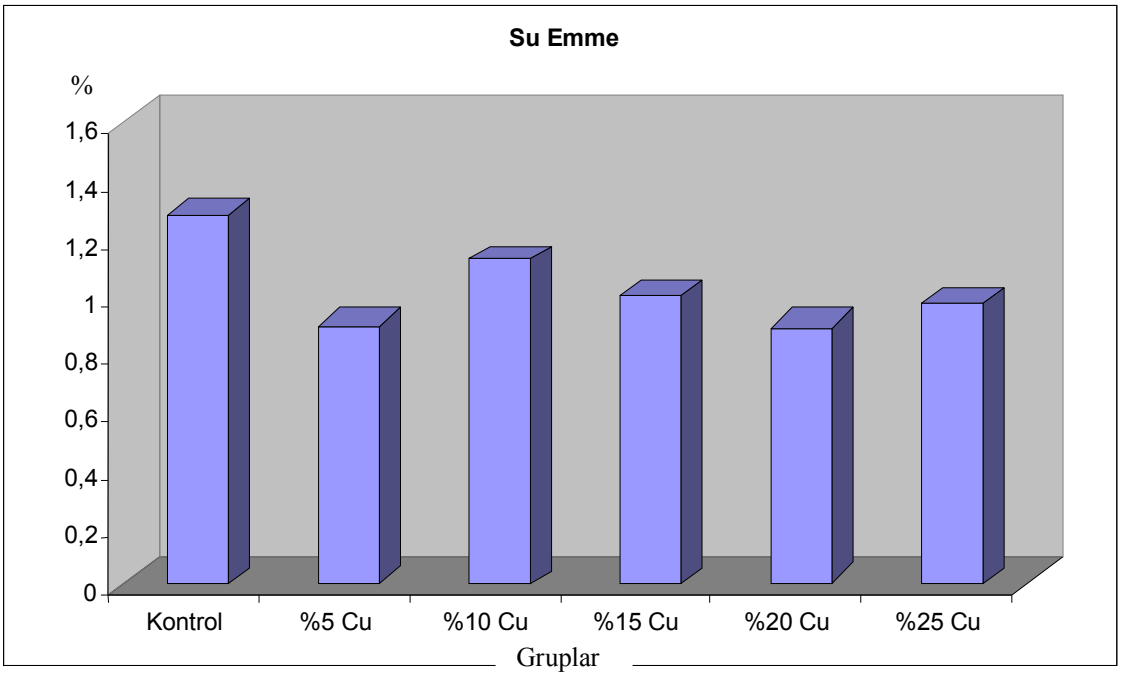
Şekil 4-78: Kontrol ile Ti grubunun su emme düzeyleri

4.6.4. Kontrol Grubu ile Cu Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Cu grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının su emme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-49'da gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun su emme düzeyi %5 Cu, %10 Cu, %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-79).

Tablo 4-49: Kontrol ile Cu Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Su Emme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,28±0,01	1,28
%5 Cu	0,97±0,01	0,97
%10 Cu	0,98±0,01	0,97
%15 Cu	0,99±0,03	1,00
%20 Cu	0,63±0,01	0,63
%25 Cu	0,97±0,01	0,97
Kontrol-%5 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%10 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%15 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%20 Cu p	*0,050**	
Kontrol-%25 Cu p	*0,046**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



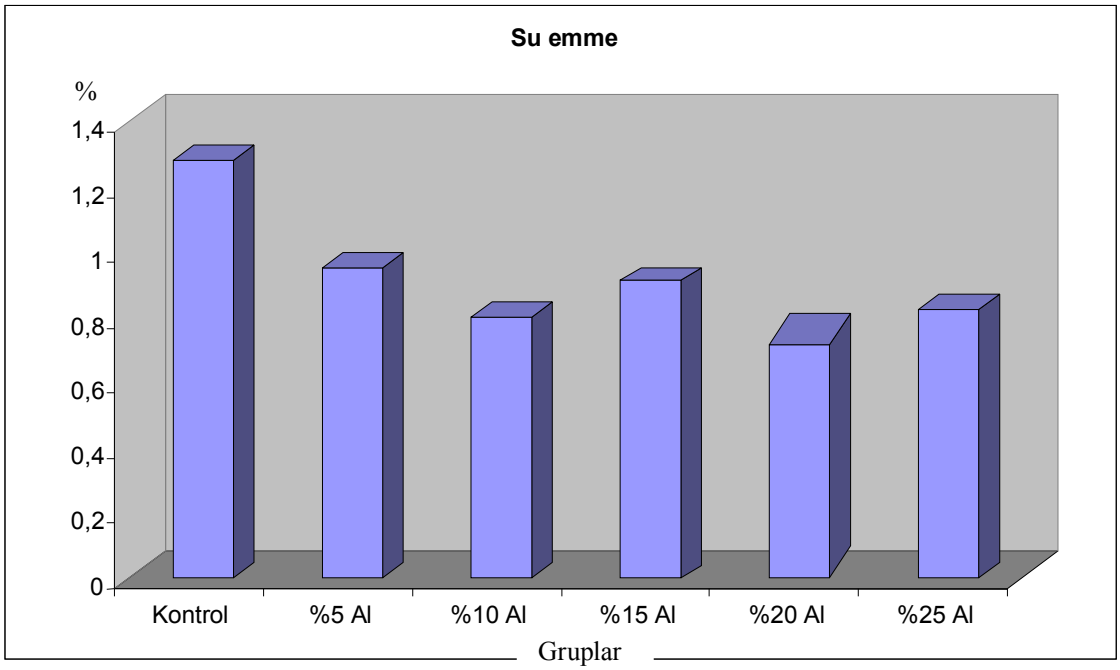
Şekil 4-79: Kontrol ile Cu grubunun su emme düzeyleri

4.6.5. Kontrol Grubu ile Al Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Kontrol grubu ile Al grubunun %5, %10, %15, %20 ve %25'lik gruplarının su emme düzeylerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile p değerleri Tablo 4-50'de gösterilmiştir. Buna göre kontrol grubunun su emme düzeyi %5 Al, %10 Al, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-80).

Tablo 4-50: Kontrol ile Al Grubunun Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Su emme	
	Ort±SD	**Medyan**
Kontrol	1,28±0,01	1,28
%5 Al	0,95±0,01	0,95
%10 Al	0,81±0,02	0,80
%15 Al	0,96±0,01	0,96
%20 Al	0,34±0,01	0,34
%25 Al	0,82±0,01	0,82
Kontrol-%5 Al p	*0,046**	
Kontrol-%10 Al p	*0,046**	
Kontrol-%15 Al p	*0,050**	
Kontrol-%20 Al p	*0,050**	
Kontrol-%25 Al p	*0,050**	
Mann Whitney U test kullanıldı	** p≤0.05*	



Şekil 4-80: Kontrol ile Al grubunun su emme düzeyleri

4.6.6. Deney Grupları Arasında Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Deney gruplarının su emme düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-51 ve Tablo 4-52'de gösterilmiştir.

Tablo 4-51: Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Su Emme		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	1,18±0,01	1,18	
%10 Ag	1,12±0,01	1,12	
%15 Ag	1,19±0,01	1,20	***0,011****
%20 Ag	1,06±0,04	1,08	
%25 Ag	1,23±0,01	1,24	
%5 Mg	0,95±0,01	0,95	
%10 Mg	0,98±0,03	1,00	
%15 Mg	1,00±0,00	1,00	***0,014****
%20 Mg	0,82±0,02	0,82	
%25 Mg	1,08±0,03	1,10	
%5 Ti	0,92±0,02	0,92	
%10 Ti	0,78±0,01	0,78	
%15 Ti	0,86±0,02	0,87	***0,012****
%20 Ti	0,88±0,02	0,88	
%25 Ti	1,07±0,03	1,05	
%5 Cu	0,77±0,01	0,77	
%10 Cu	1,18±0,01	1,17	
%15 Cu	0,99±0,03	1,00	***0,012****
%20 Cu	0,63±0,01	0,63	
%25 Cu	0,97±0,01	0,97	
%5 Al	0,95±0,01	0,95	
%10 Al	0,81±0,02	0,80	
%15 Al	1,16±0,01	1,16	***0,011****
%20 Al	0,34±0,01	0,34	
%25 Al	0,82±0,01	0,82	

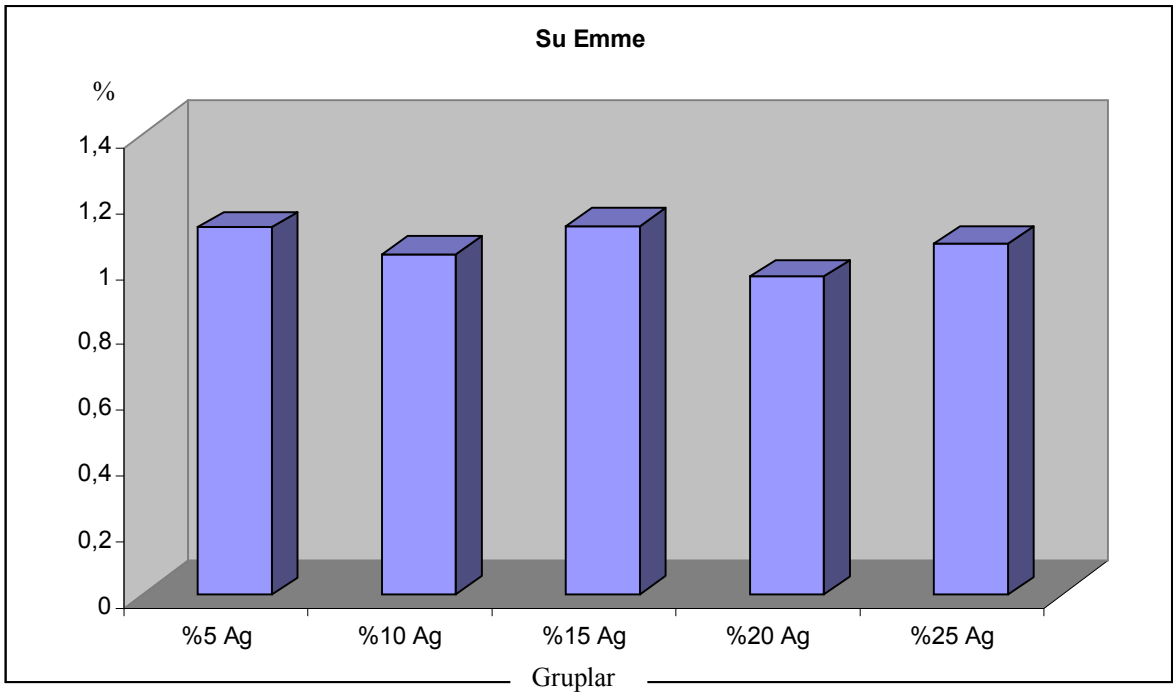
Kruskal Wallis test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Tablo 4-52: Su Emme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Su Emme									
	%5-%10	***%5-%15***	***%5-%20***	***%5-%25***	***%10-%15***	***%10-%20***	***%10-%25***	***%15-%20***	***%15-%25***	***%20-%25***
Ag	0,046*	0.125	0,046*	0,046*	0,046*	0,050*	0,050*	0,046*	0,046*	0,050*
Mg	0,184	0,046*	0,050*	0,046*	0,369	0,050*	0,046*	0,046*	0,043*	0,046*
Ti	0,050*	0,050*	0,046*	0,046*	0,050*	0,050*	0,046*	0,261	0,046*	0,046*
Cu	0,050*	0,050*	0,050*	0,046*	0,050*	0,050*	0,046*	0,050*	0,507	0,046*
Al	0,043*	0,046*	0,046*	0,046*	0,046*	0,046*	0,369	0,050*	0,050*	0,050*

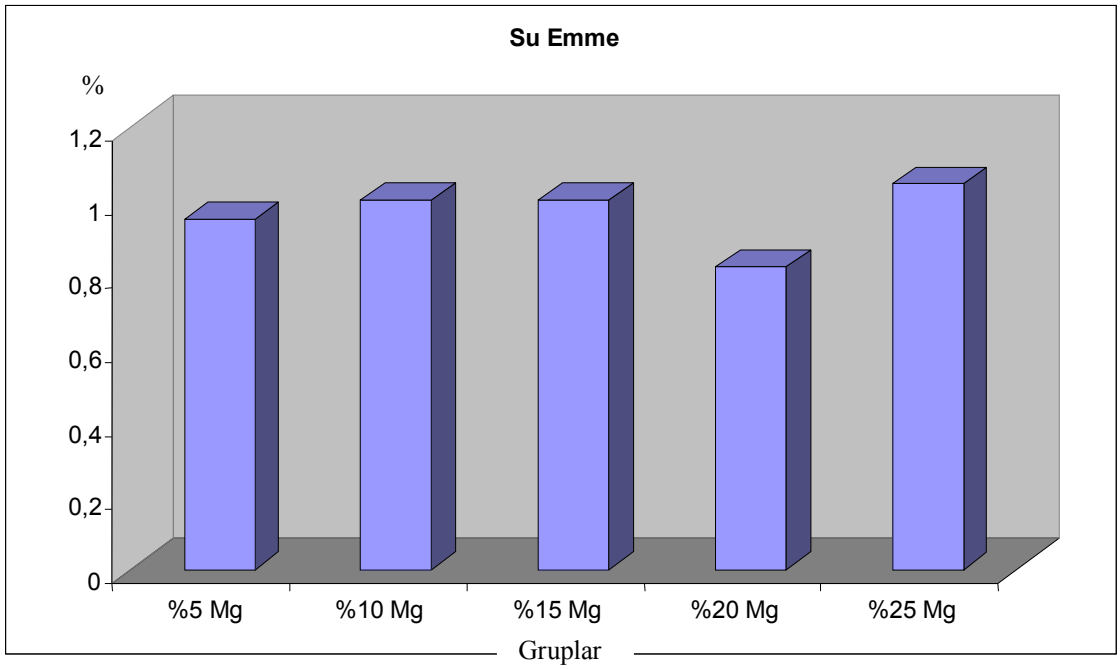
Mann Whitney U test kullanıldı ** p≤0.05*

Buna göre %5, %10, %15, %20 ve %25 Ag gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ag grubunun su emme düzeyi, %10 Ag ve %20 Ag gruplarından anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.05$), %25 Ag grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$), %15 Ag grubu ile anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %10 Ag grubunun su emme düzeyi ile %15 Ag ve %25 Ag gruplarından anlamlı düzeyde düşükken ($p<0.05$); %20 Ag grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %15 Ag grubunun su emme düzeyi, %20 Ag grubundan anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$); %25 Ag grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %20 Ag grubunun su emme düzeyi, %25 Ag grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-81).



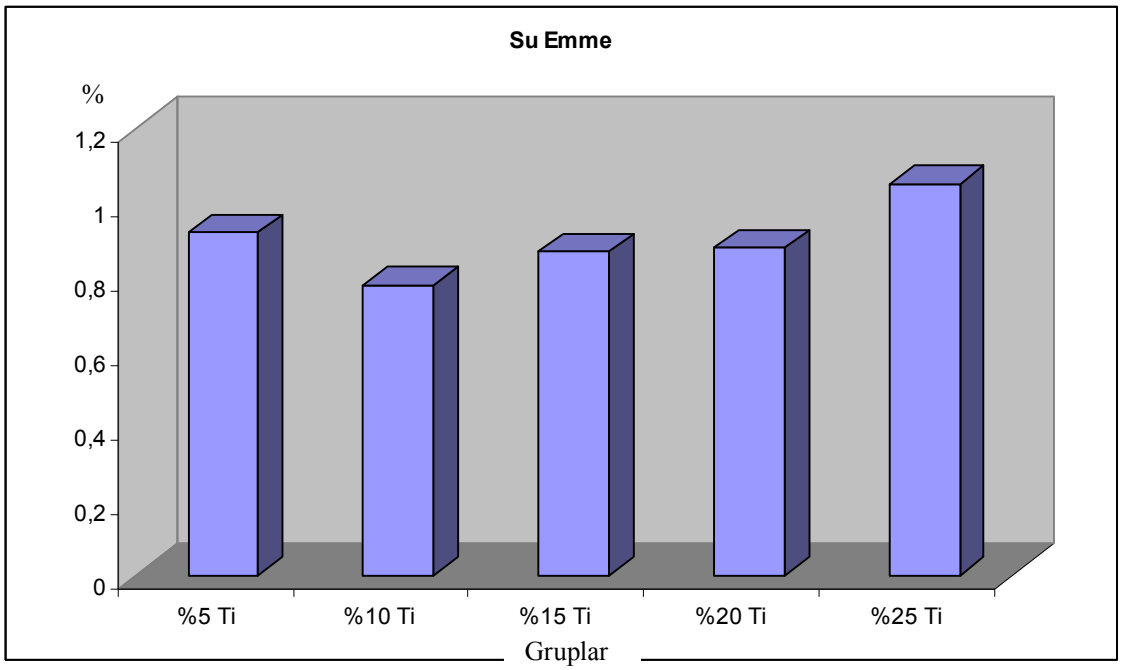
Şekil 4-81: Ag gruplarının su emme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Mg gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Mg grubunun su emme düzeyi ile %10 Mg grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %15 Mg ve %25 Mg gruplarından anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$); %20 Mg grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %10 Mg grubunun su emme düzeyi ile %15 Mg grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %25 Mg gruplarından anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$); %20 Mg grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %15 Mg grubunun su emme düzeyi, %20 Mg grubundan anlamlı şekilde yüksekken ($p<0.05$); %25 Mg grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %20 Mg grubunun su emme düzeyi, %25 Mg grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-82).



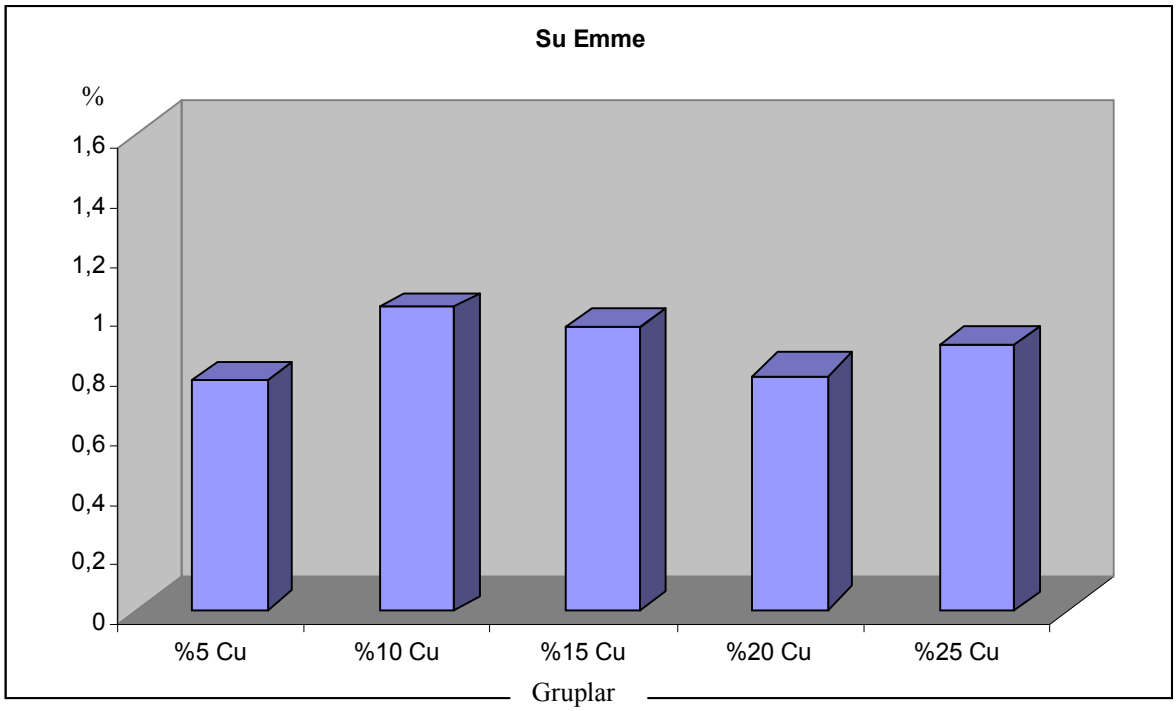
Şekil 4-82: Mg gruplarının su emme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Ti gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ti grubunun su emme düzeyi %10 Ti, %15 Ti ve %20 Ti gruplarından anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); %25 Ti grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ti grubunun su emme düzeyi %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ti grubunun su emme düzeyi ile %20 Ti grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %25 Ti grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %20 Ti grubunun su emme düzeyi, %25 Ti grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-83).



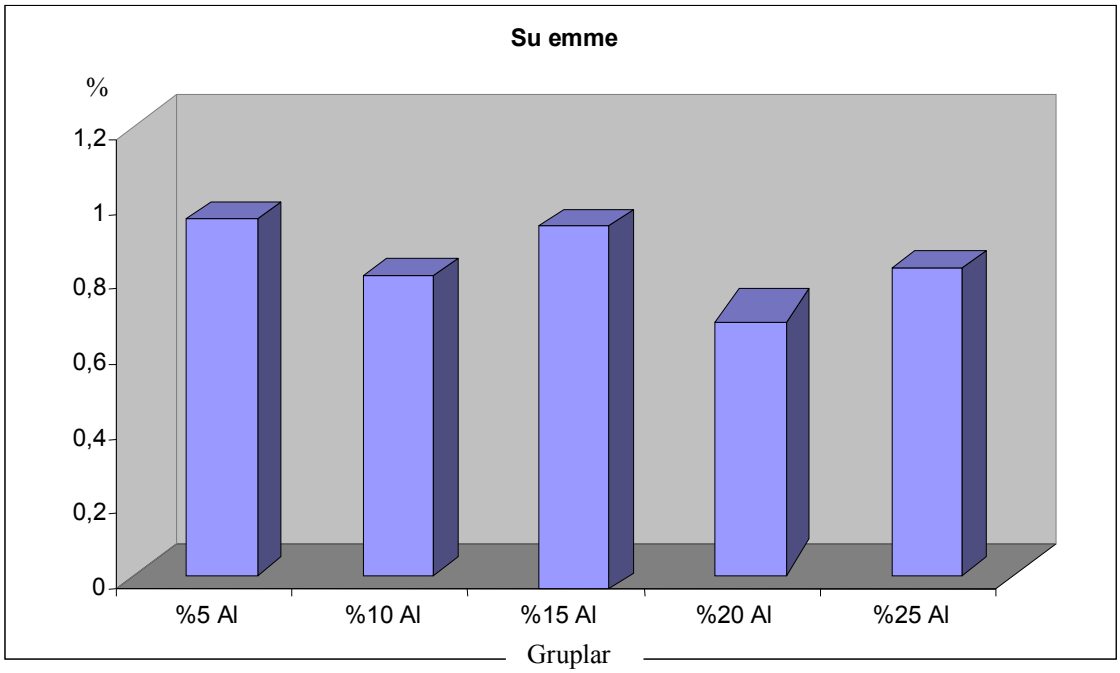
Şekil 4-83: Ti gruplarının su emme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Cu gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Cu grubunun su emme düzeyi ile %10 Cu, %15 Cu ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$); %20 Cu grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %10 Cu grubunun su emme düzeyi ile %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %15 Cu grubunun su emme düzeyi ile %25 Cu grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %20 Cu grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %20 Cu grubunun su emme düzeyi, %25 Cu grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-84).



Şekil 4-84: Cu gruplarının su emme düzeyleri

%5, %10, %15, %20 ve %25 Al gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Al grubunun su emme düzeyi %10 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); %15 Al grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Al grubunun su emme düzeyi ile %20 Al grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); %15 Al grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 ile %25 Al gruplarının su emme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). %15 Al grubunun su emme düzeyi %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %20 Al grubunun su emme düzeyi, %25 Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-85).



Şekil 4-85: Al gruplarının su emme düzeyleri

4.6.7. Yüzde (%) Esas Alınarak Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

Yüzdelere göre deney gruplarının su emme düzeylerinin ortalama, standart sapma, medyan ve p değerleri Tablo 4-53 ve Tablo 4-54'de gösterilmiştir.

Tablo 4-53: Su Emme Düzeylerinin Değerlendirilmesi

	Su Emme		^{+}p
	Ort±SD	**Medyan**	
%5 Ag	1,18±0,01	1,18	
%5 Mg	0,95±0,01	0,95	
%5 Ti	0,92±0,02	0,92	***0,017****
%5 Cu	0,77±0,01	0,77	
%5 Al	0,95±0,01	0,95	
%10 Ag	1,12±0,01	1,12	
%10 Mg	0,98±0,03	1,00	
%10 Ti	0,78±0,01	0,78	***0,011****
%10 Cu	1,18±0,01	1,17	
%10 Al	0,81±0,02	0,80	
%15 Ag	1,19±0,01	1,20	
%15 Mg	1,00±0,00	1,00	
%15 Ti	0,86±0,02	0,87	***0,011****
%15 Cu	0,99±0,03	1,00	
%15 Al	1,16±0,01	1,16	
%20 Ag	1,06±0,04	1,08	
%20 Mg	0,82±0,02	0,82	
%20 Ti	0,88±0,02	0,88	***0,011****
%20 Cu	0,63±0,01	0,63	
%20 Al	0,34±0,01	0,34	
%25 Ag	1,23±0,01	1,24	
%25 Mg	1,08±0,03	1,10	
%25 Ti	1,07±0,03	1,05	***0,011****
%25 Cu	0,97±0,01	0,97	
%25 Al	0,82±0,01	0,82	

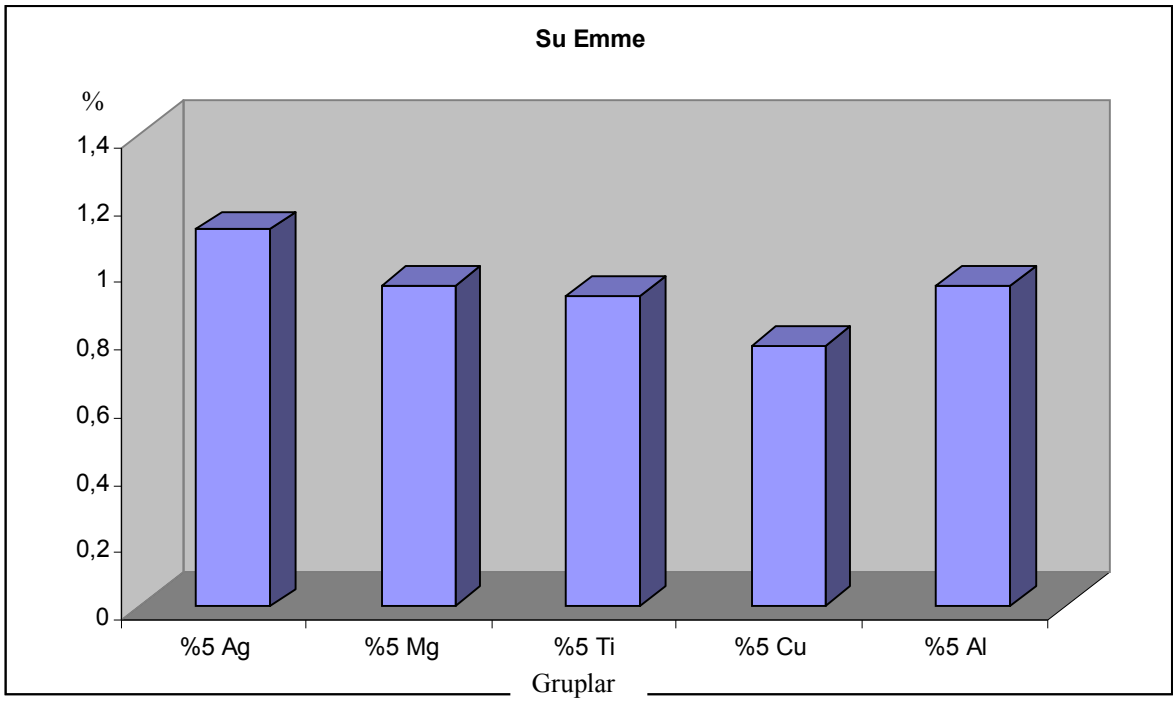
Kruskal Wallis test kullanıldı ** $p \leq 0.05$*

Tablo 4-54: Su Emme Düzeylerinin Grup İçi Değerlendirmeleri

	Su Emme									
	Ag-Mg	***Ag-Ti***	***Ag-Cu***	***Ag-Al***	***Mg-Ti***	***Mg-Cu***	***Mg-Al***	***Ti-Cu***	***Ti-Al***	***Cu-Al***
%5	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,043 *	0,184	0,050 *	0,817	0,050 *	0,105	0,046 *
%10	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,046 *	0,050 *	0,046 *	0,046 *
%15	0,043 *	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,369	0,046 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *
%20	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *	0,050 *
%25	0,046 *	0,046 *	0,046 *	0,050 *	0,814	0,043 *	0,046 *	0,043 *	0,046 *	0,046 *

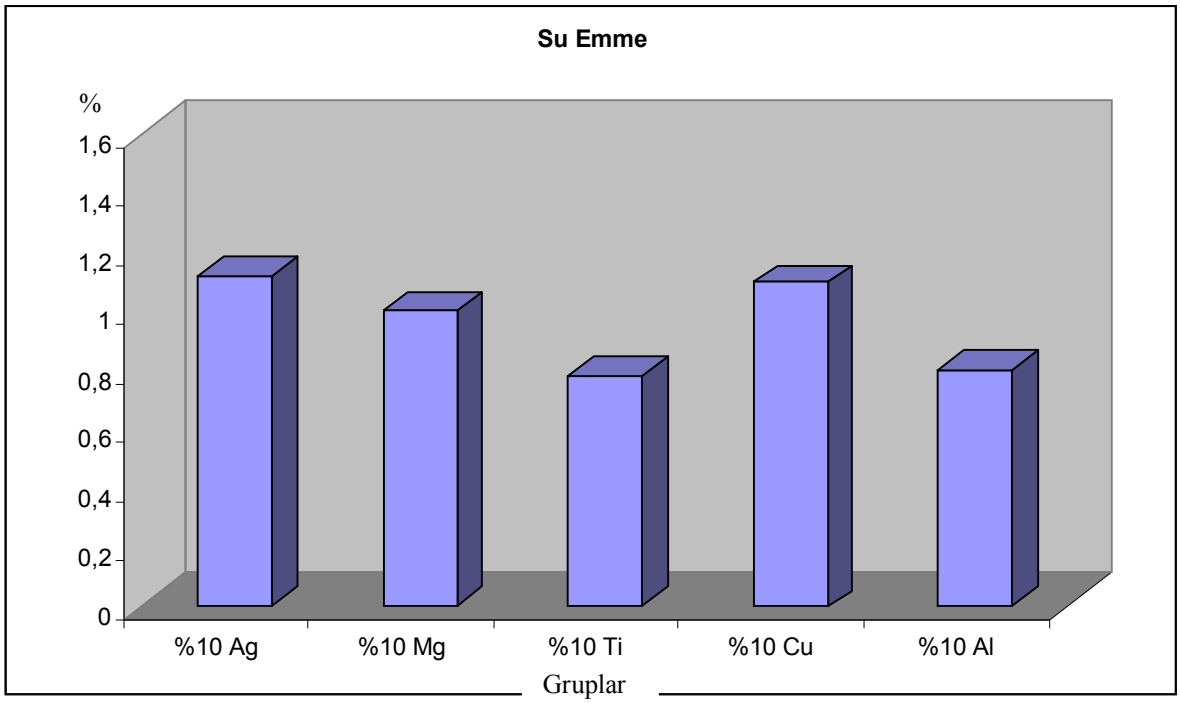
Mann Whitney U test kullanıldı ** p≤0.05*

Buna göre %5 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %5 Ag grubunun su emme düzeyi Mg, Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %5 Mg grubunun su emme düzeyi ile Ti ve Al grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Cu grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %5 Ti grubunun su emme düzeyi ile Al arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Cu grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %5 Cu grubunun su emme düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-86).



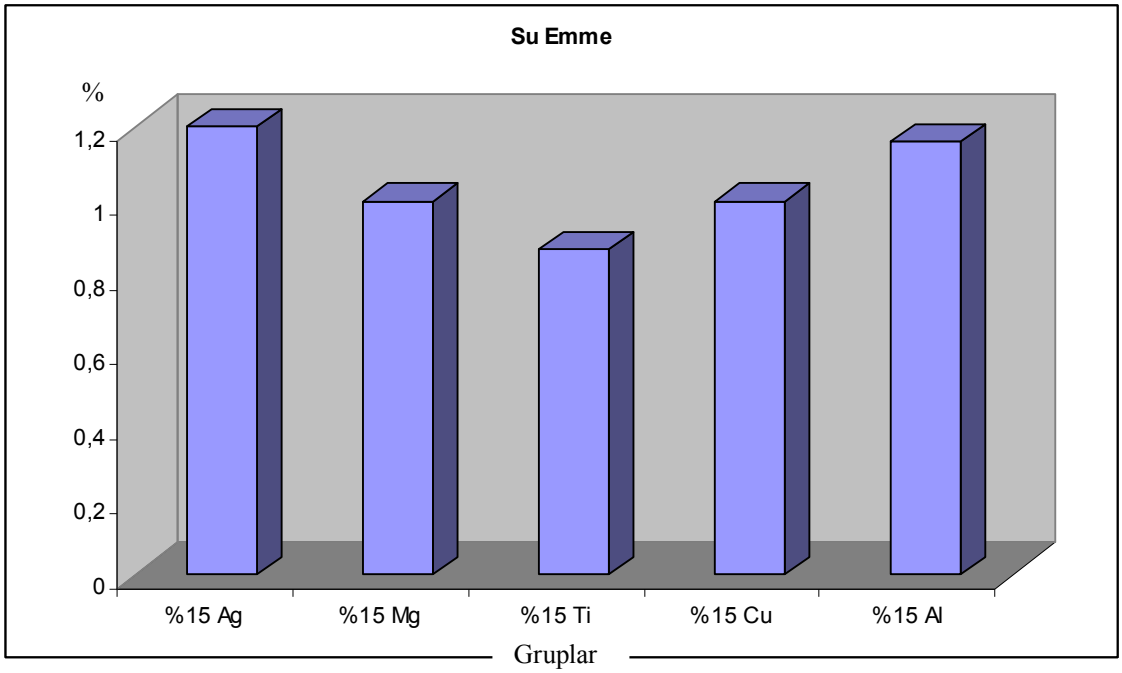
Şekil 4-86: Grupların %5 yüzdedeki su emme düzeyleri

%10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %10 Ag grubunun su emme düzeyi Mg, Ti ve Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.05$); Cu grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Mg grubunun su emme düzeyi ile Ti ve Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.05$); Cu grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ti grubunun su emme düzeyi Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Cu grubunun su emme düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-87).



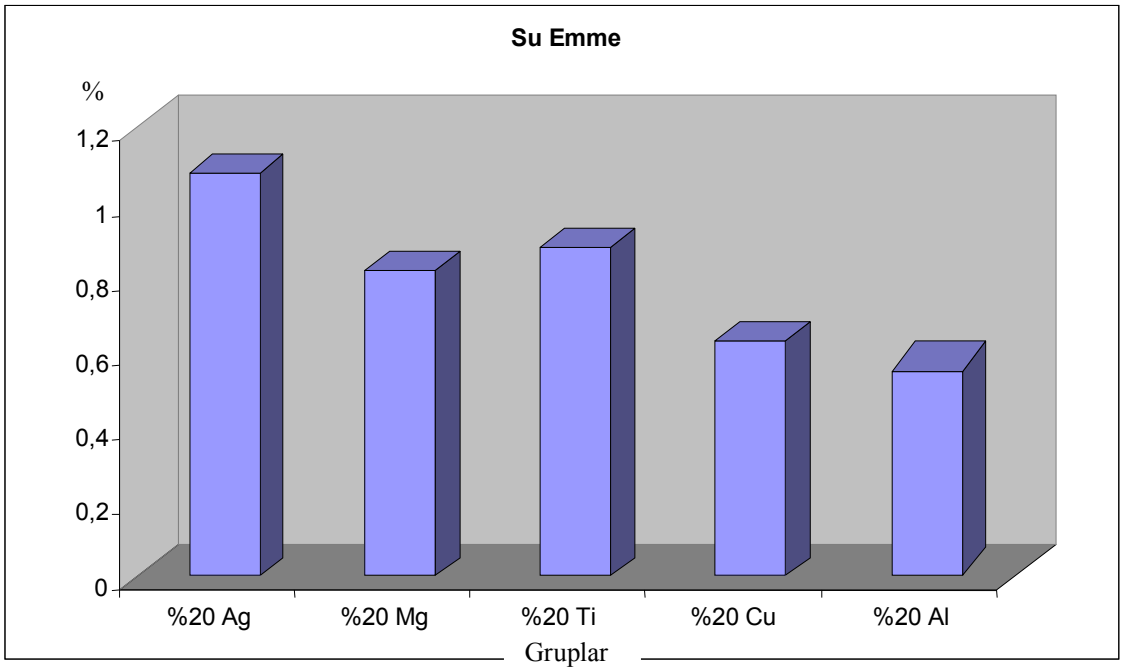
Şekil 4-87: Grupların %10 yüzdedeki su emme düzeyleri

%15 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %15 Ag grubunun su emme düzeyi Mg, Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %15 Mg grubunun su emme düzeyi ile Cu grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Ti grubundan anlamlı şekilde yüksek ($p<0.05$); Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Ti grubunun su emme düzeyi ile Al ve Cu gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %15 Cu grubunun su emme düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 4-88).



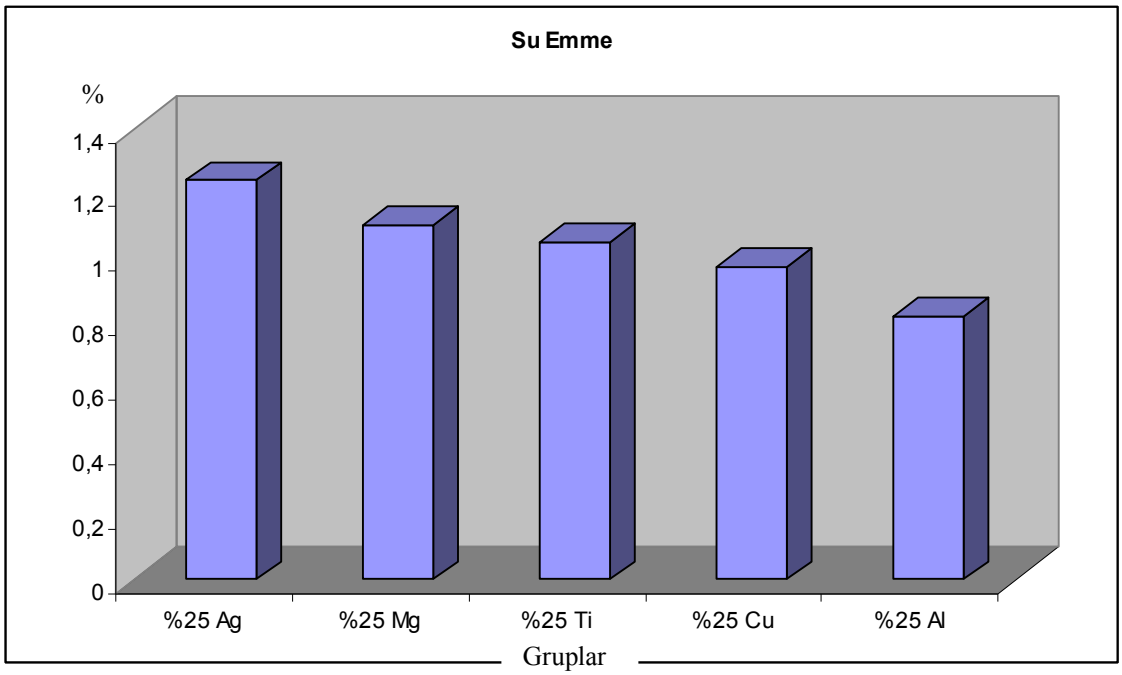
Şekil 4-88: Grupların %15 yüzdedeki su emme düzeyleri

%20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %20 Ag grubunun su emme düzeyi Mg, Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %20 Mg grubunun su emme düzeyi Ti grubundan anlamlı şekilde düşük ($p<0.05$); Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Ti grubunun su emme düzeyi ile Al ve Cu gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %20 Cu grubunun su emme düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-89).



Şekil 4-89: Grupların %20 yüzdedeki su emme düzeyleri

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının su emme düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). %25 Ag grubunun su emme düzeyi Mg, Ti, Cu ve Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %25 Mg grubunun su emme düzeyi ile Ti grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %25 Ti grubunun su emme düzeyi Cu ve Al gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). %25 Cu grubunun su emme düzeyi, Al grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 4-90).

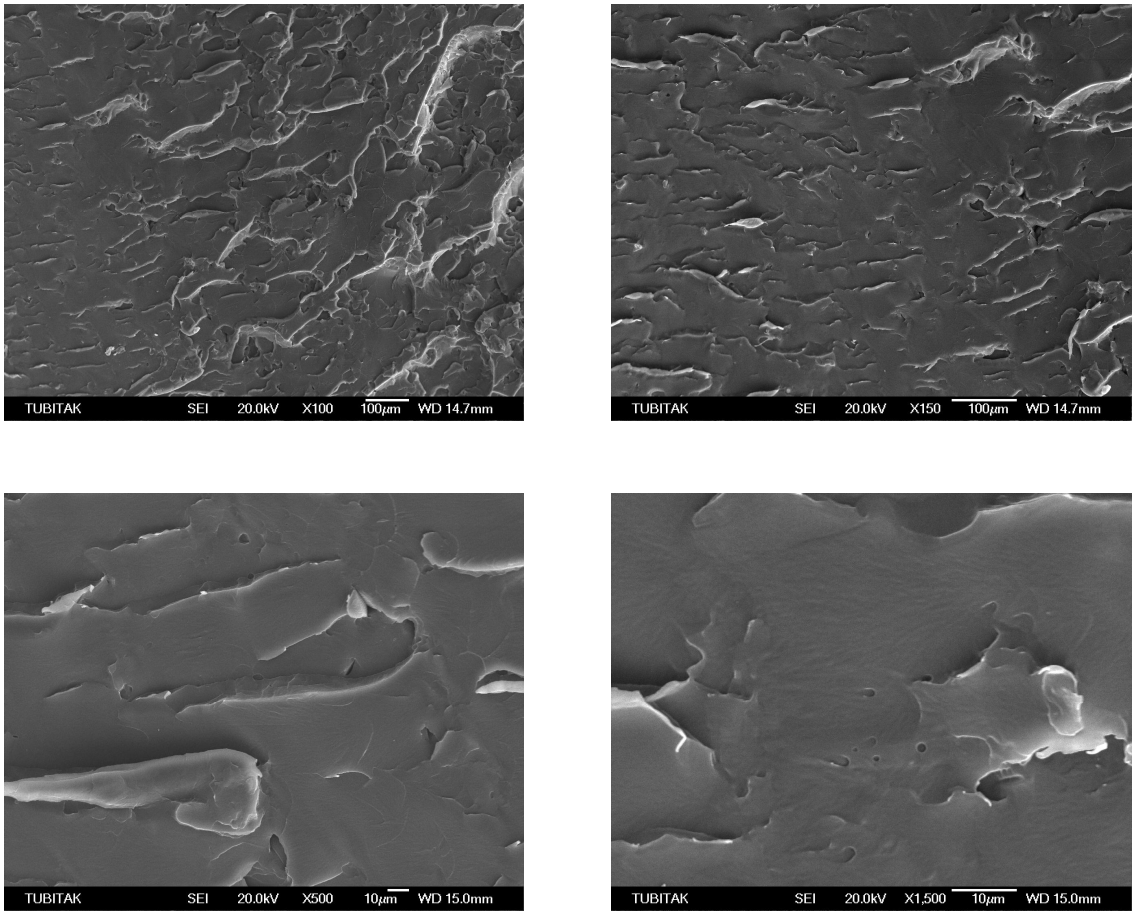


Şekil 4-90: Grupların %25 yüzdedeki su emme düzeyleri

4.7. Örneklerin Scanning Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri

4.7.1. Kontrol Grubu SEM Görüntüleri

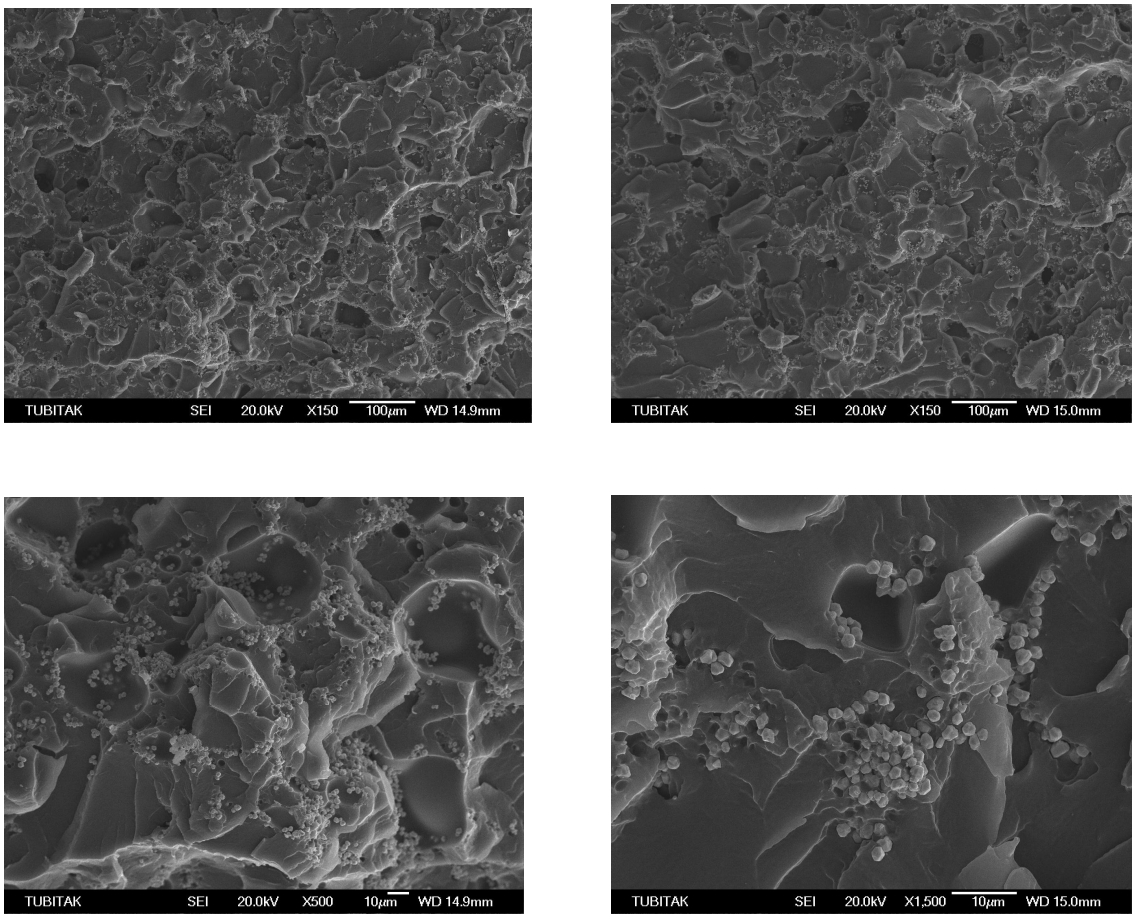
Kontrol grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-91'de gösterilmiştir.



Şekil 4-91: Kontrol Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.2. %5 Ag Grubu SEM Görüntüleri

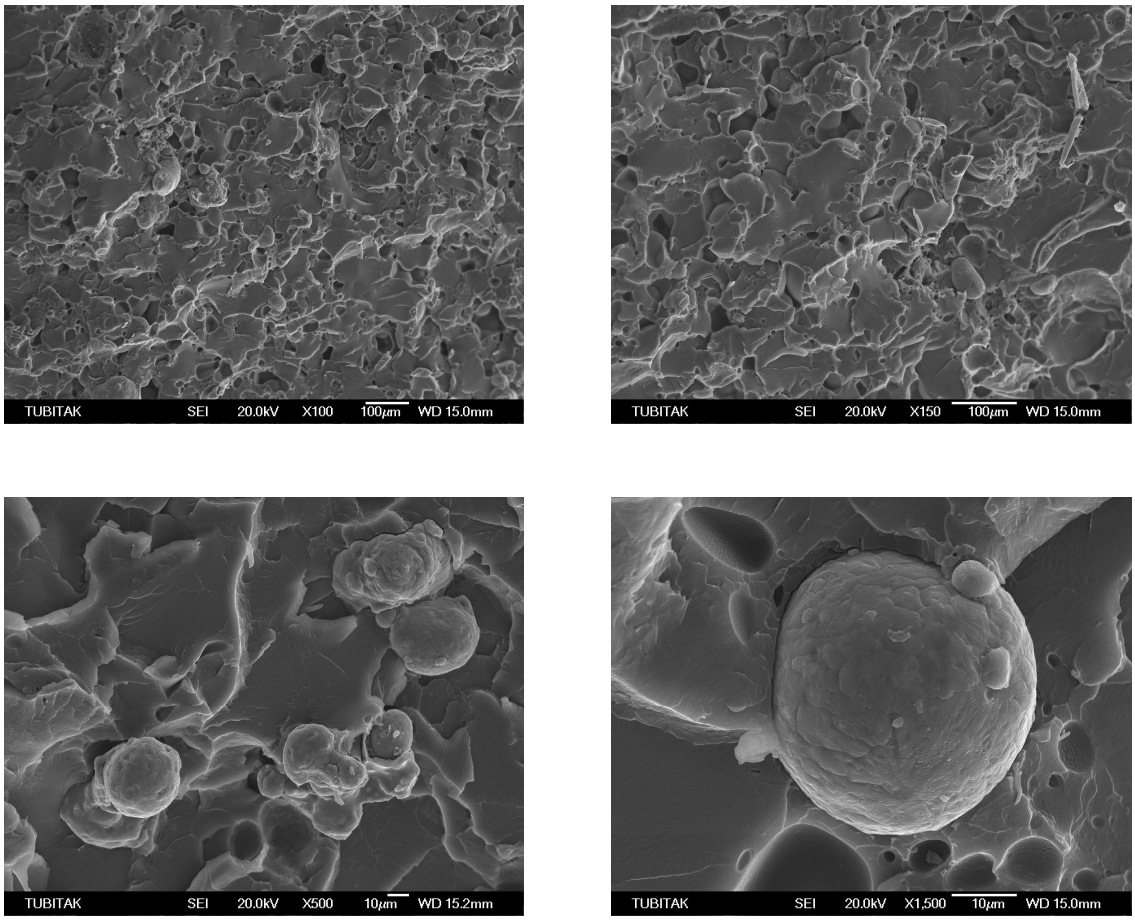
%5 Ag grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-92'de gösterilmiştir.



Şekil 4-92: %5 Ag Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.3. %5 Al Grubu SEM Görüntüleri

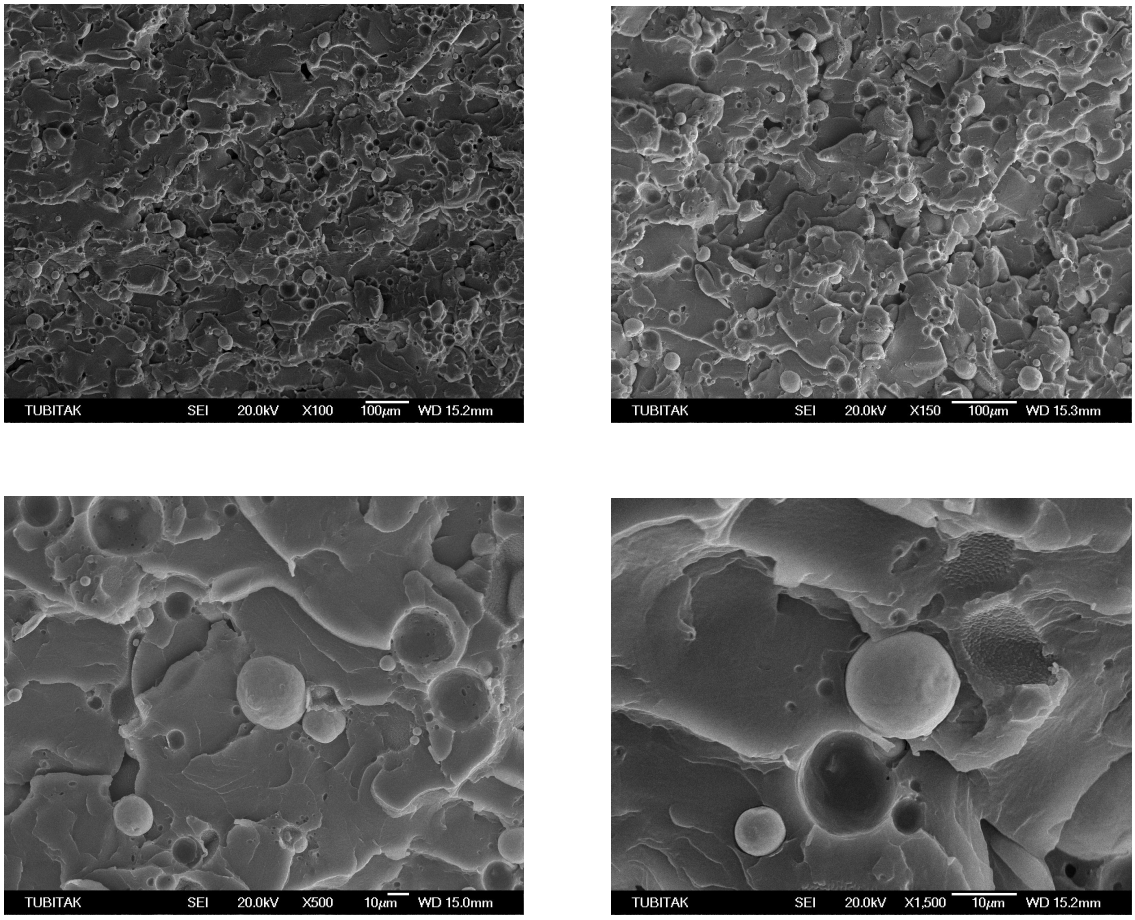
%5 Al grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-93'de gösterilmiştir.



Şekil 4-93: %5 Al Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.4. %5 Cu Grubu SEM Görüntüleri

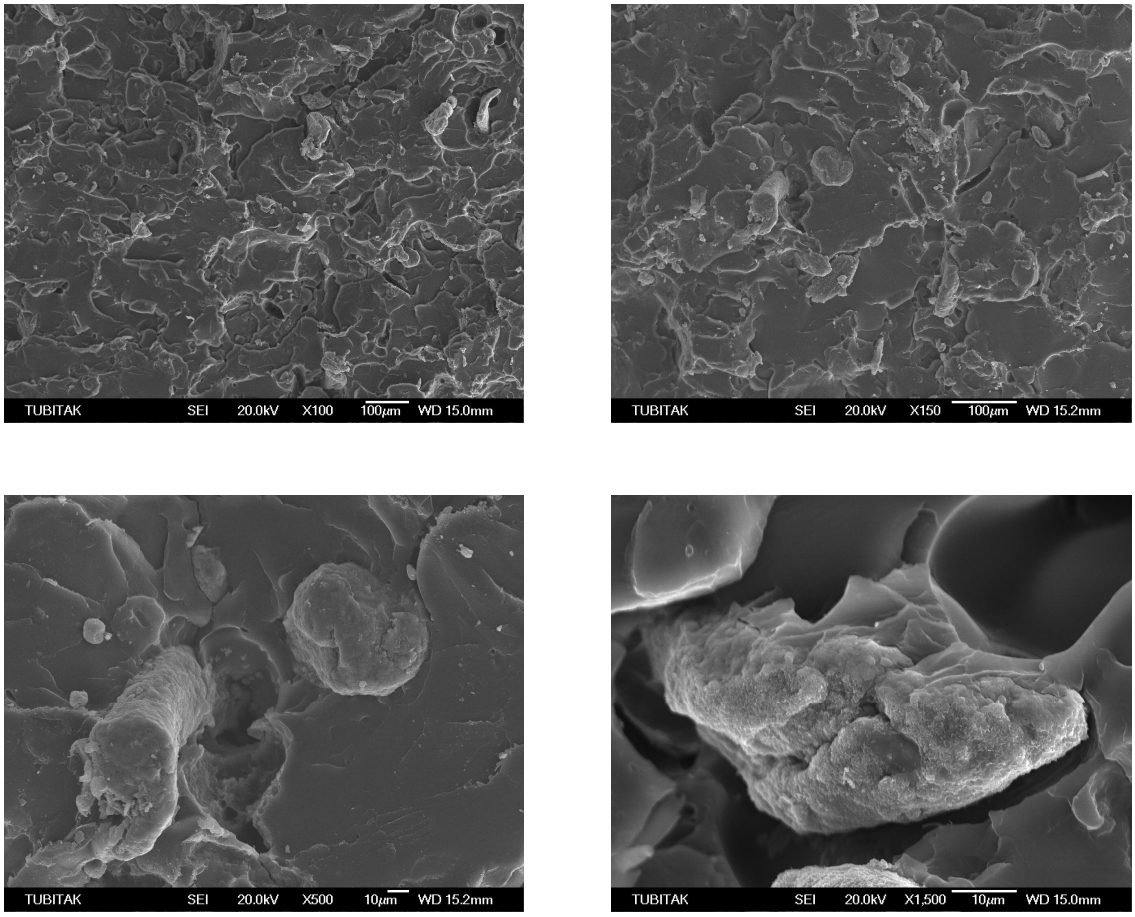
%5 Cu grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-94'de gösterilmiştir.



Şekil 4-94: %5 Cu Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.5. %5 Mg Grubu SEM Görüntüleri

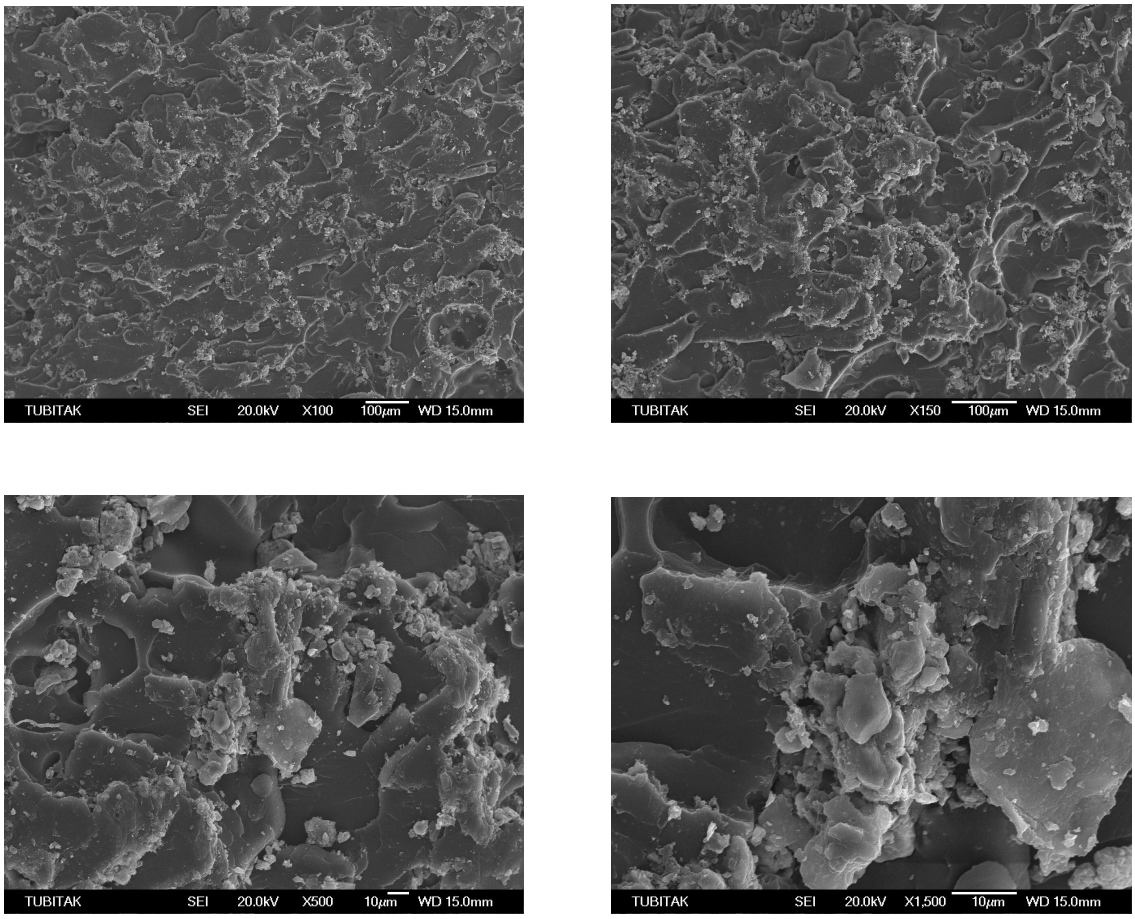
%5 Mg grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-95'de gösterilmiştir.



Şekil 4-95: %5 Mg Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.6. %5 Ti Grubu SEM Görüntüleri

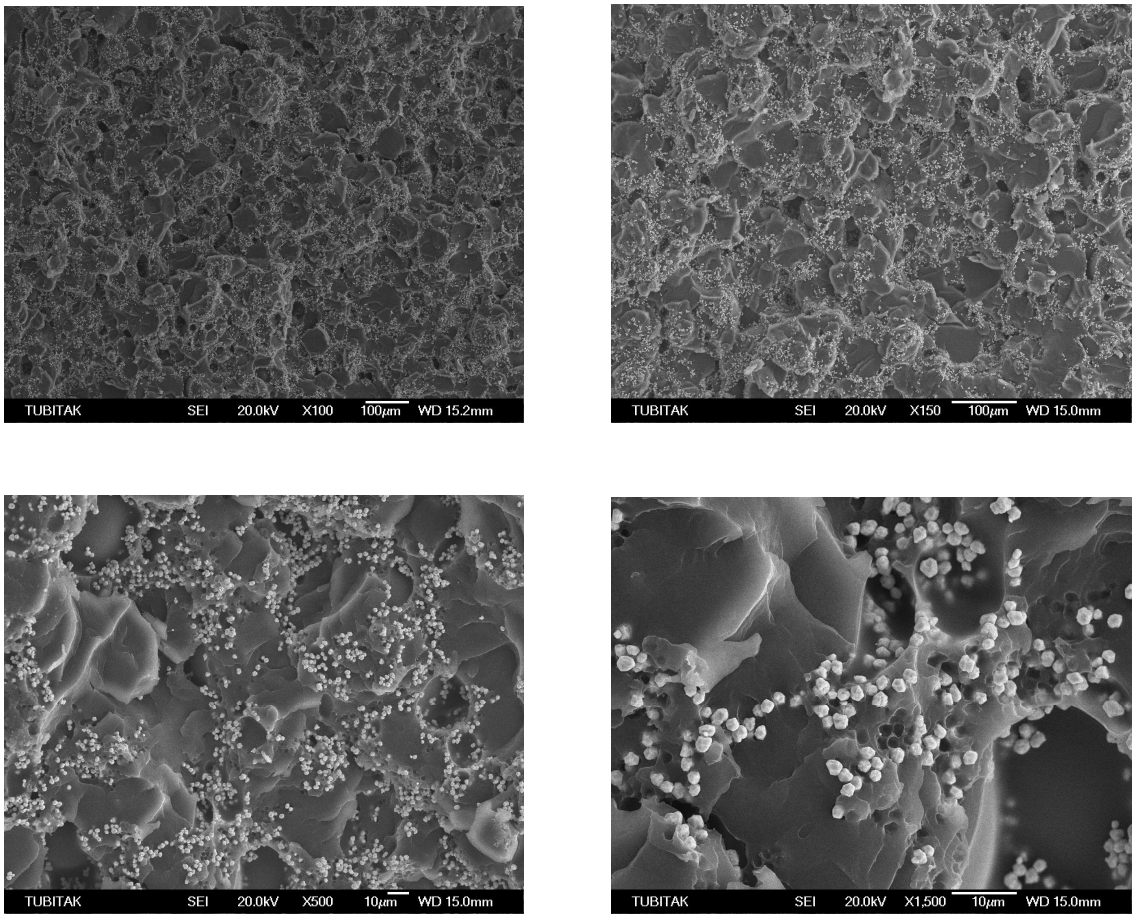
%5 Ti grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-96'da gösterilmiştir.



Şekil 4-96: %5 Ti Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.7. %10 Ag Grubu SEM Görüntüleri

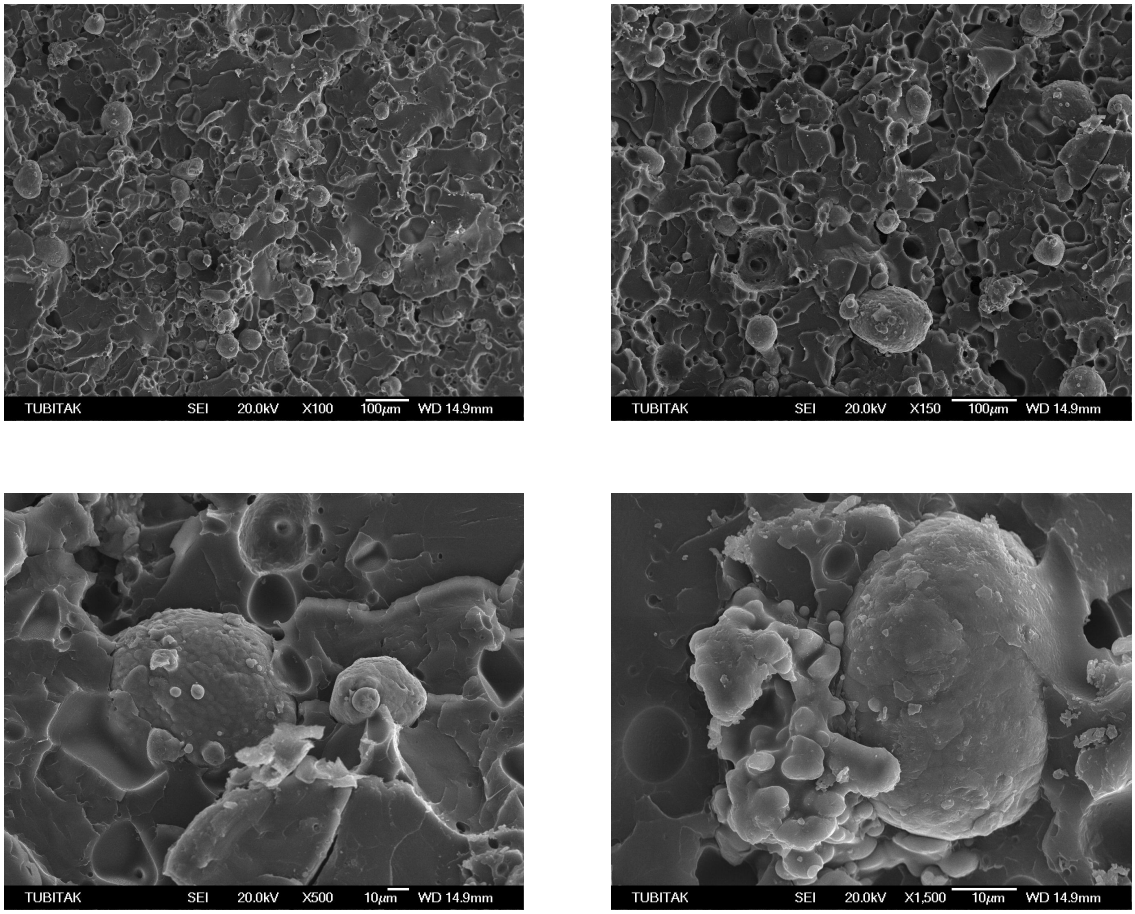
%10 Ag grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-97'de gösterilmiştir.



Şekil 4-97: %10 Ag Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.8. %10 Al Grubu SEM Görüntüleri

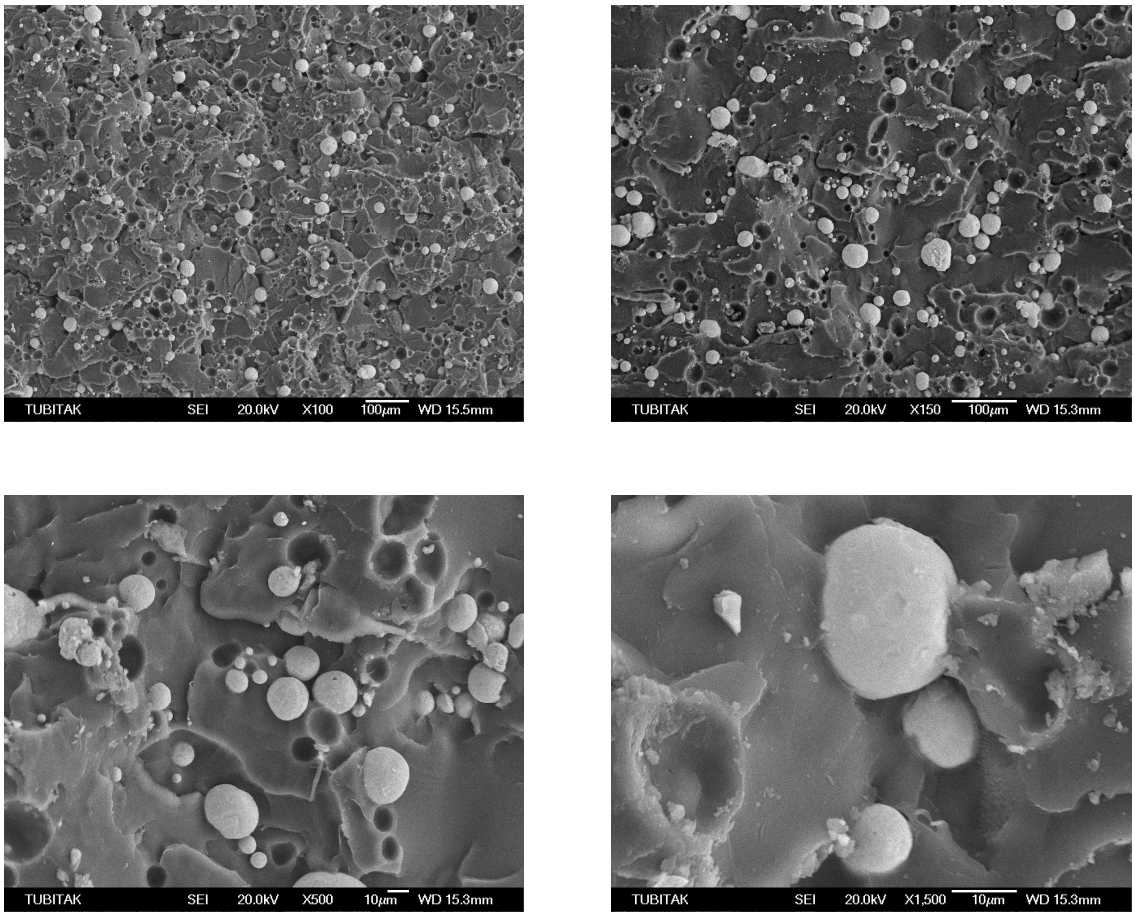
%10 Al grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-98'de gösterilmiştir.



Şekil 4-98: %10 Al Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.9. %10 Cu Grubu SEM Görüntüleri

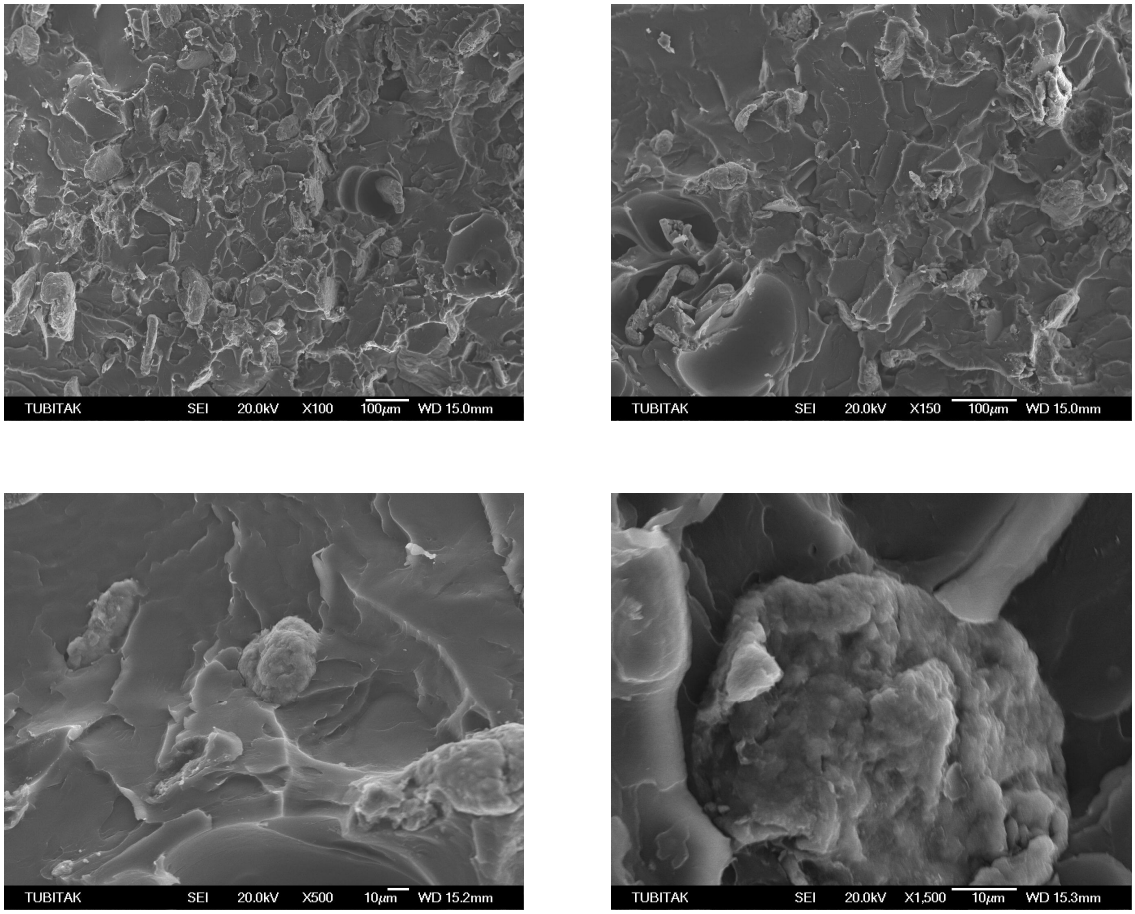
%10 Cu grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-99'da gösterilmiştir.



Şekil 4-99: %10 Cu Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.10. %10 Mg Grubu SEM Görüntüleri

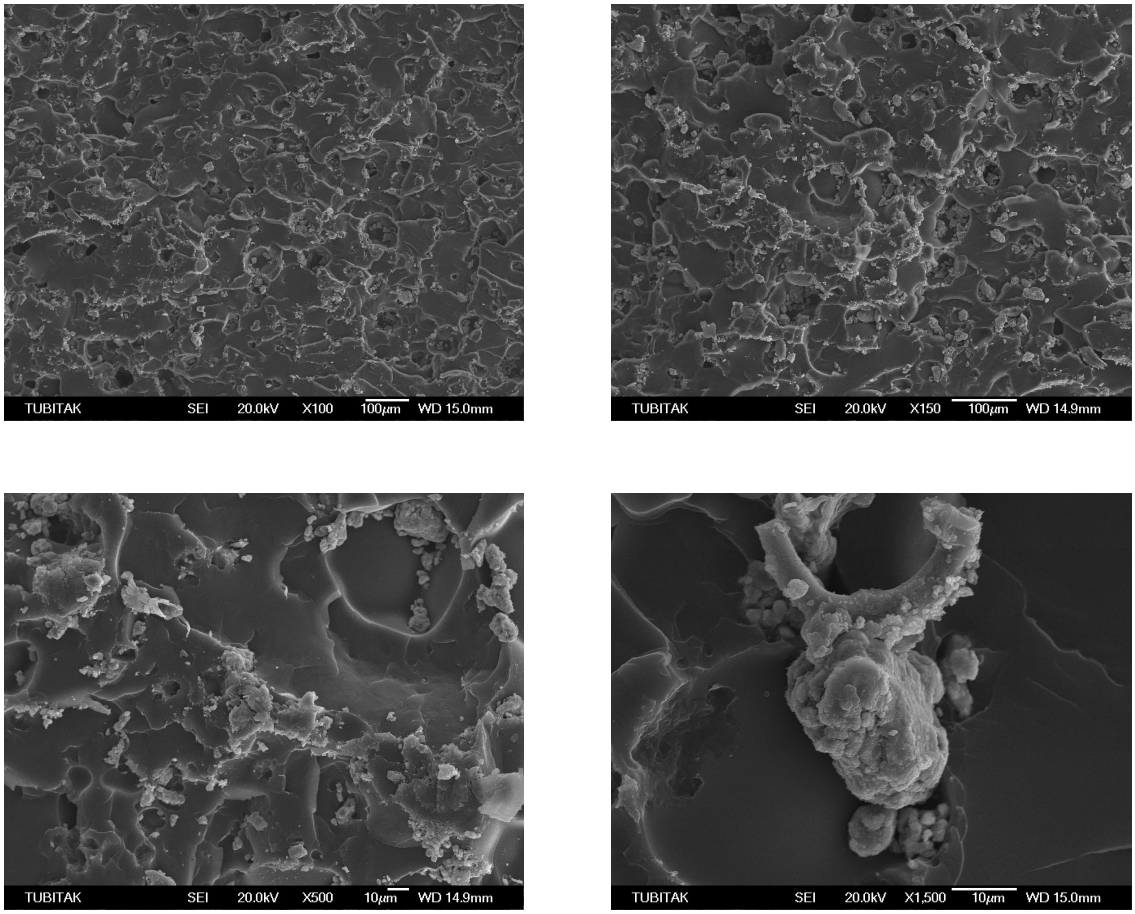
%10 Mg grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-100'de gösterilmiştir.



Şekil 4-100: %10 Mg Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.11. %10 Ti Grubu SEM Görüntüleri

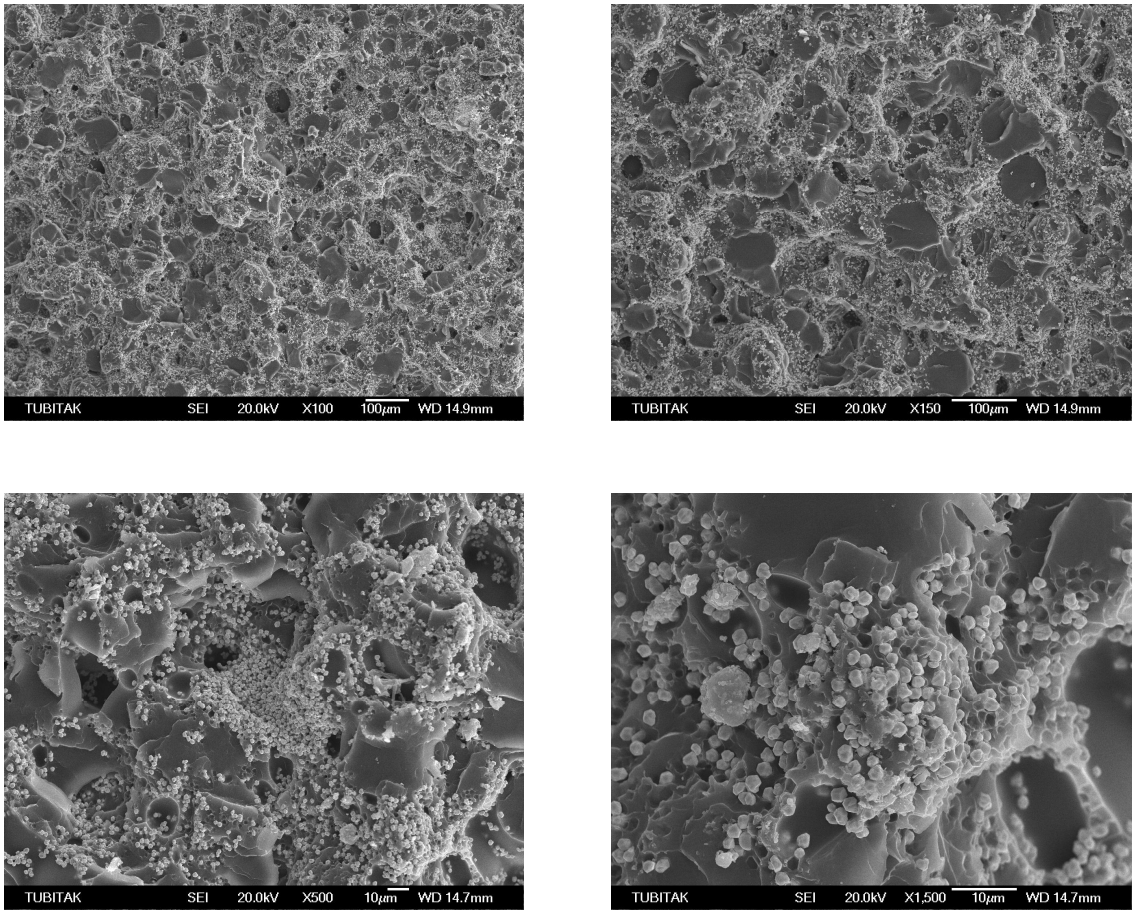
%10 Ti grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-101'de gösterilmiştir.



Şekil 4-101: %10 Ti Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.12. %15 Ag Grubu SEM Görüntüleri

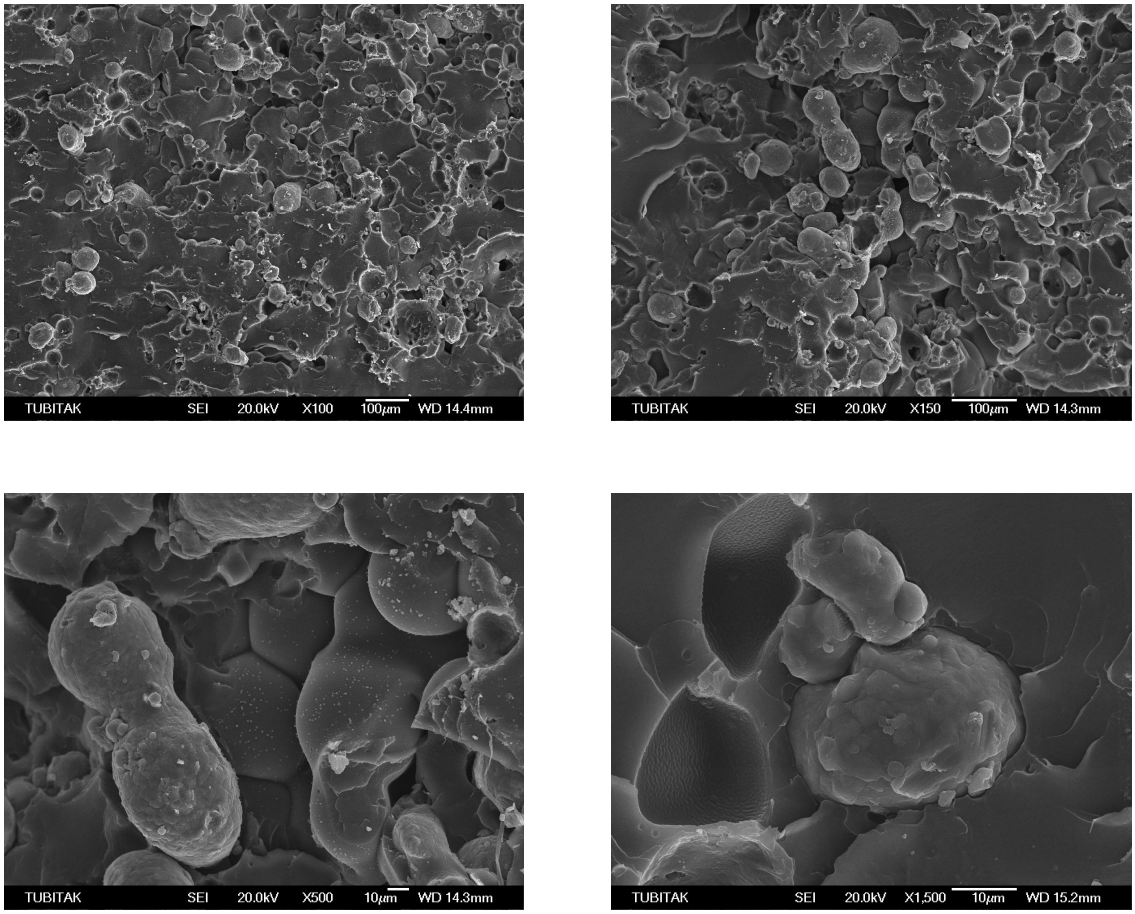
%15 Ag grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-102'de gösterilmiştir.



Şekil 4-102: %15 Ag Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.13. %15 Al Grubu SEM Görüntüleri

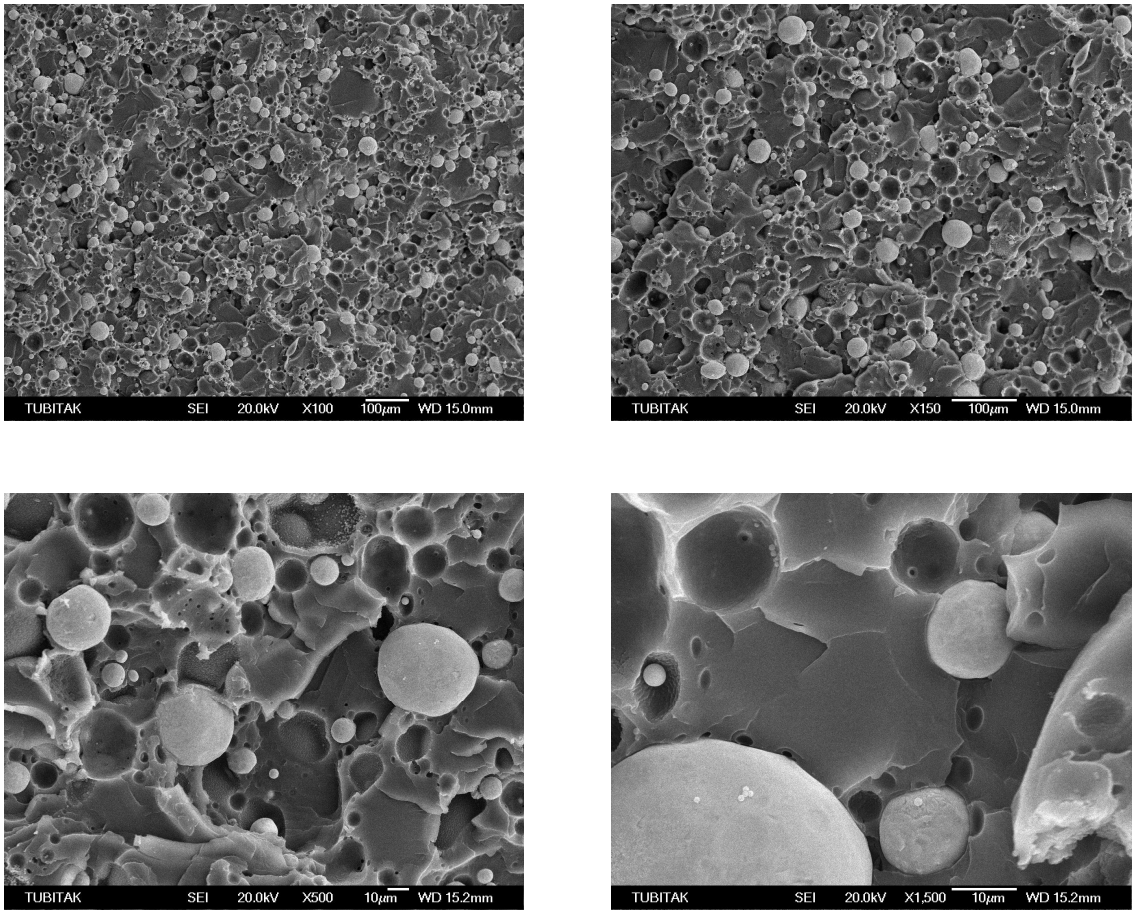
%15 Al grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-103'de gösterilmiştir.



Şekil 4-103: %15 Al Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.14. %15 Cu Grubu SEM Görüntüleri

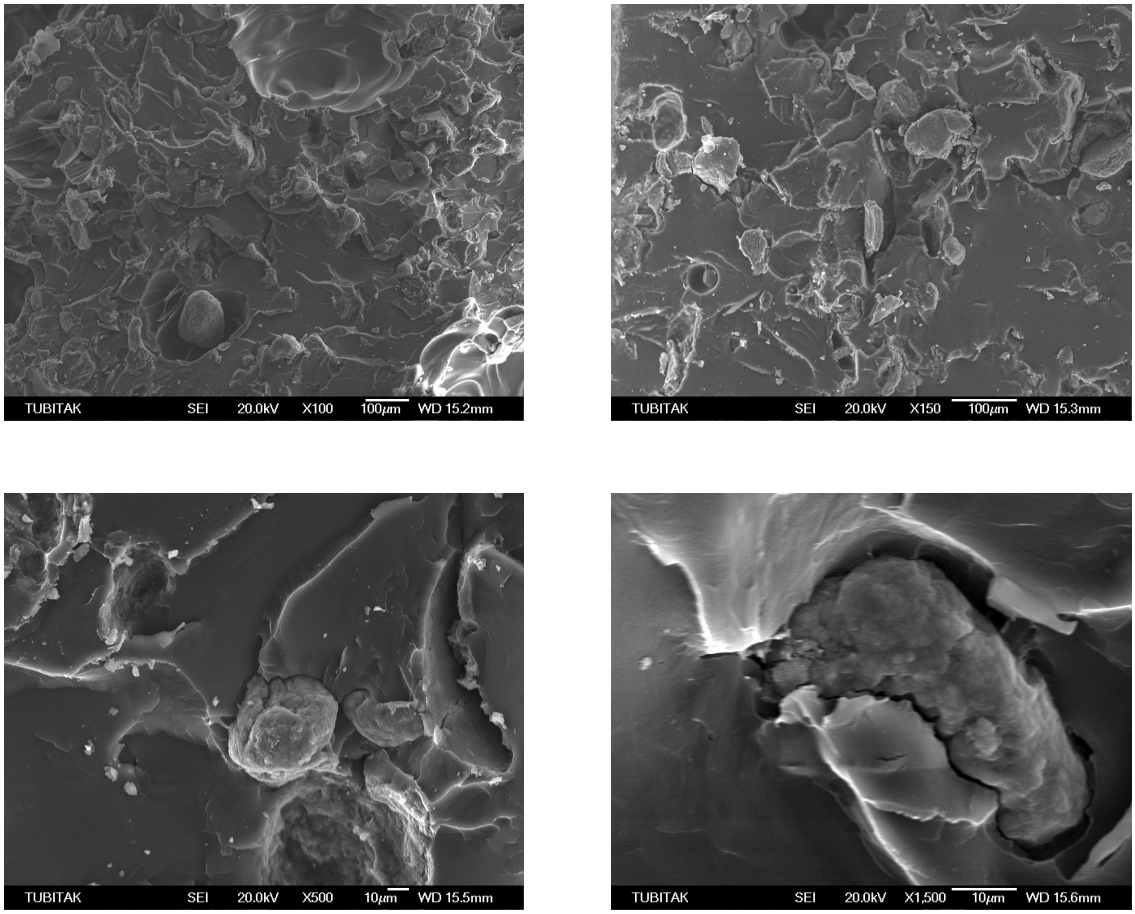
%15 Cu grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-104'de gösterilmiştir.



Şekil 4-104: %15 Cu Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.15. %15 Mg Grubu SEM Görüntüleri

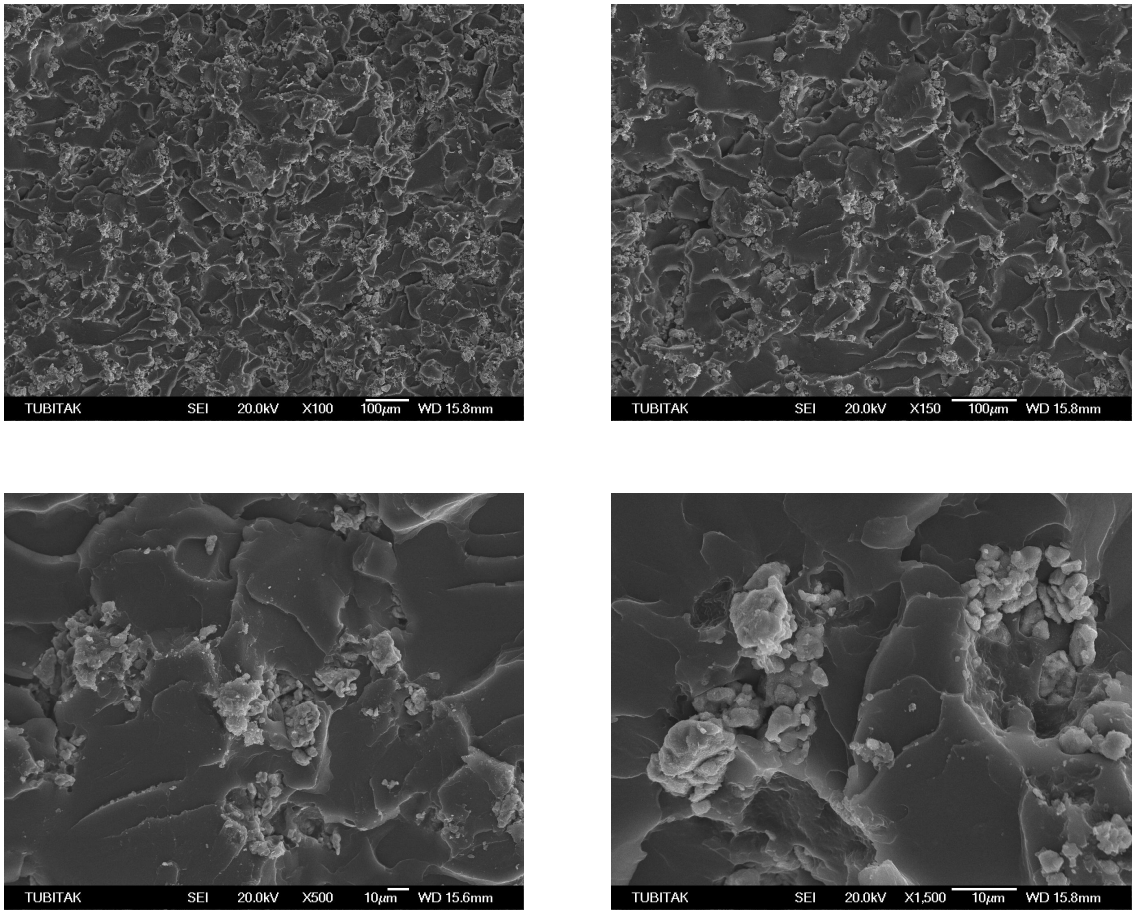
%15 Mg grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-105'de gösterilmiştir.



Şekil 4-105: %15 Mg Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.16. %15 Ti Grubu SEM Görüntüleri

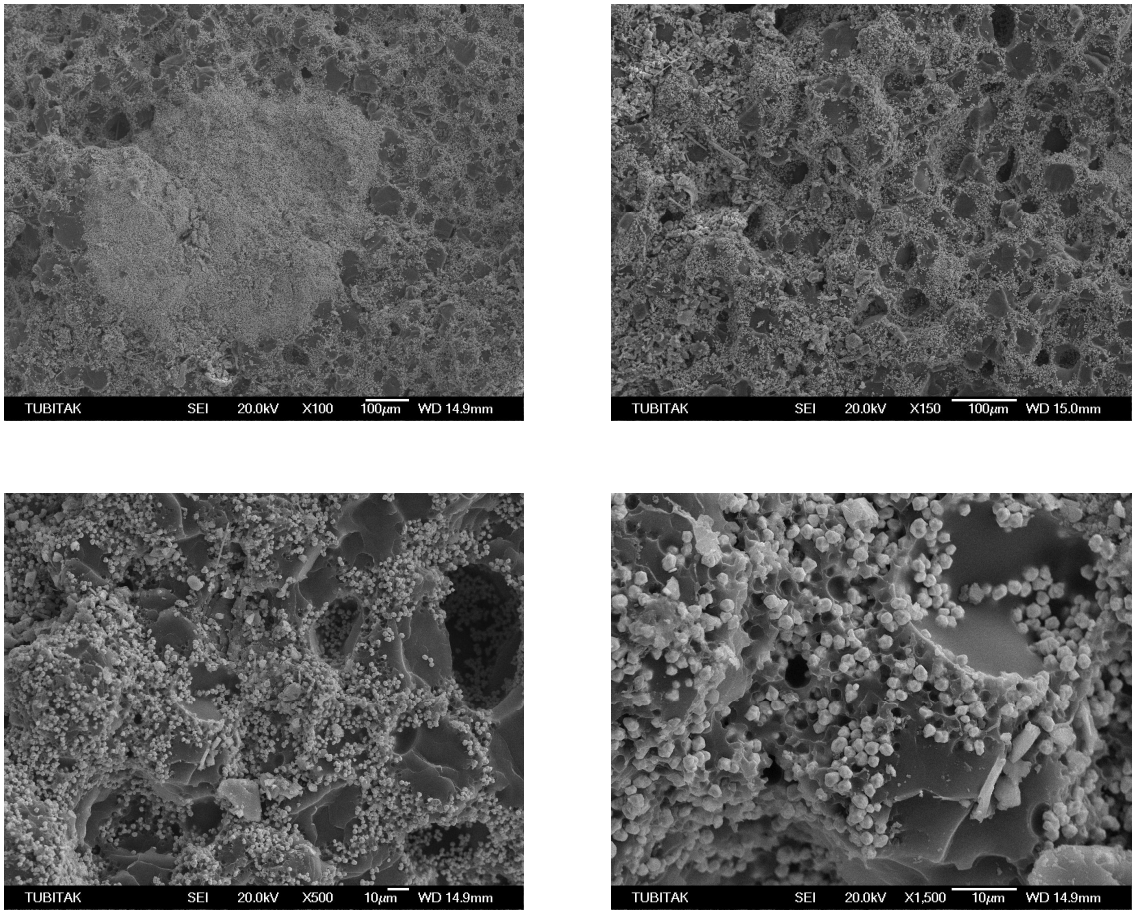
%15 Ti grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-106'da gösterilmiştir.



Şekil 4-106: %15 Ti Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.17. %20 Ag Grubu SEM Görüntüleri

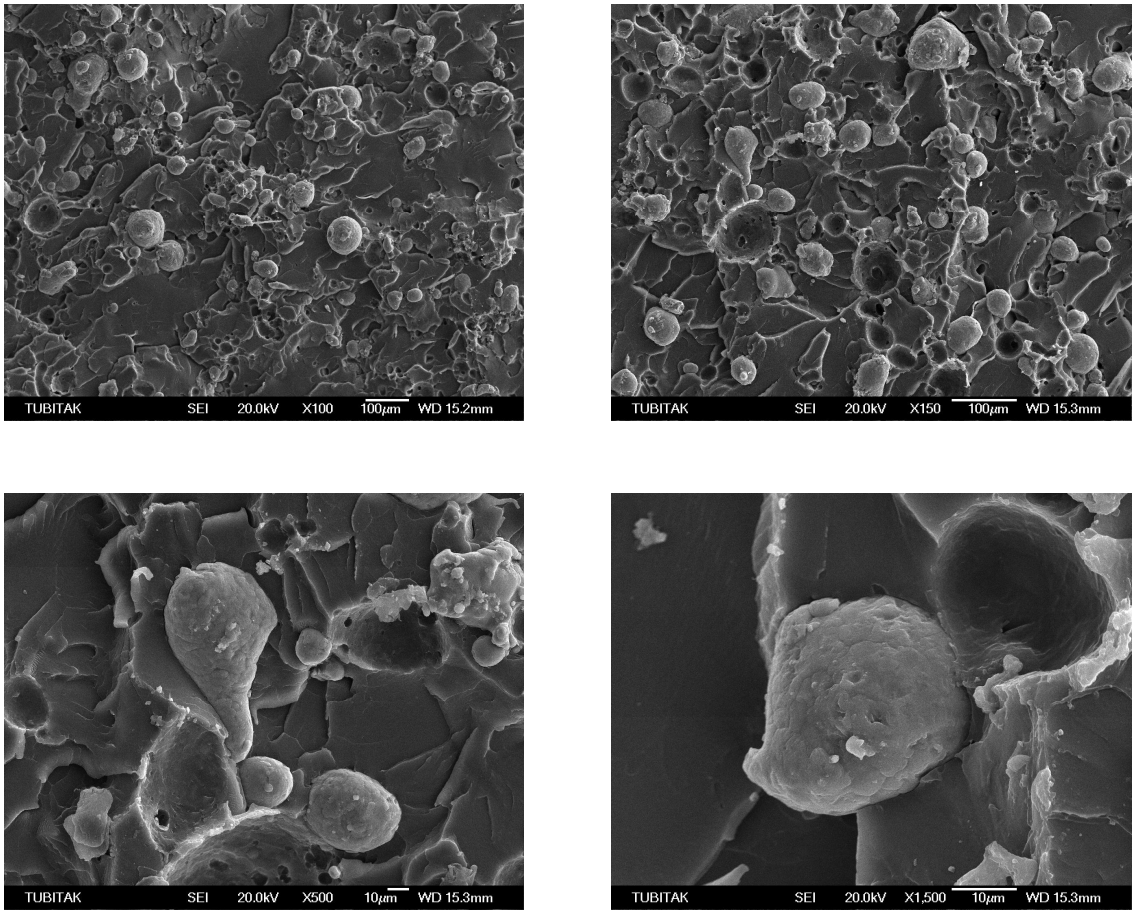
%20 Ag grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-107'de gösterilmiştir.



Şekil 4-107: %20 Ag Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.18. %20 Al Grubu SEM Görüntüleri

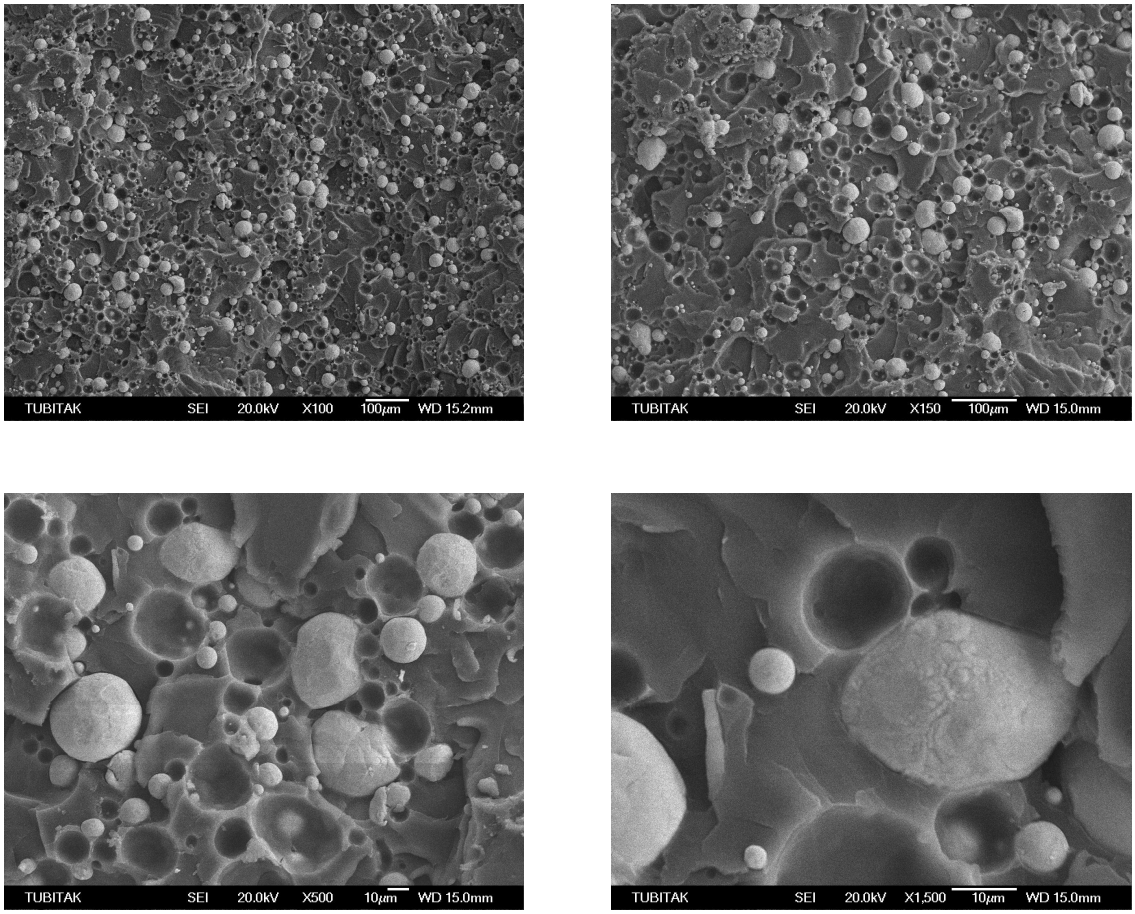
%20 Al grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-108'de gösterilmiştir.



Şekil 4-108: %20 Al Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.19. %20 Cu Grubu SEM Görüntüleri

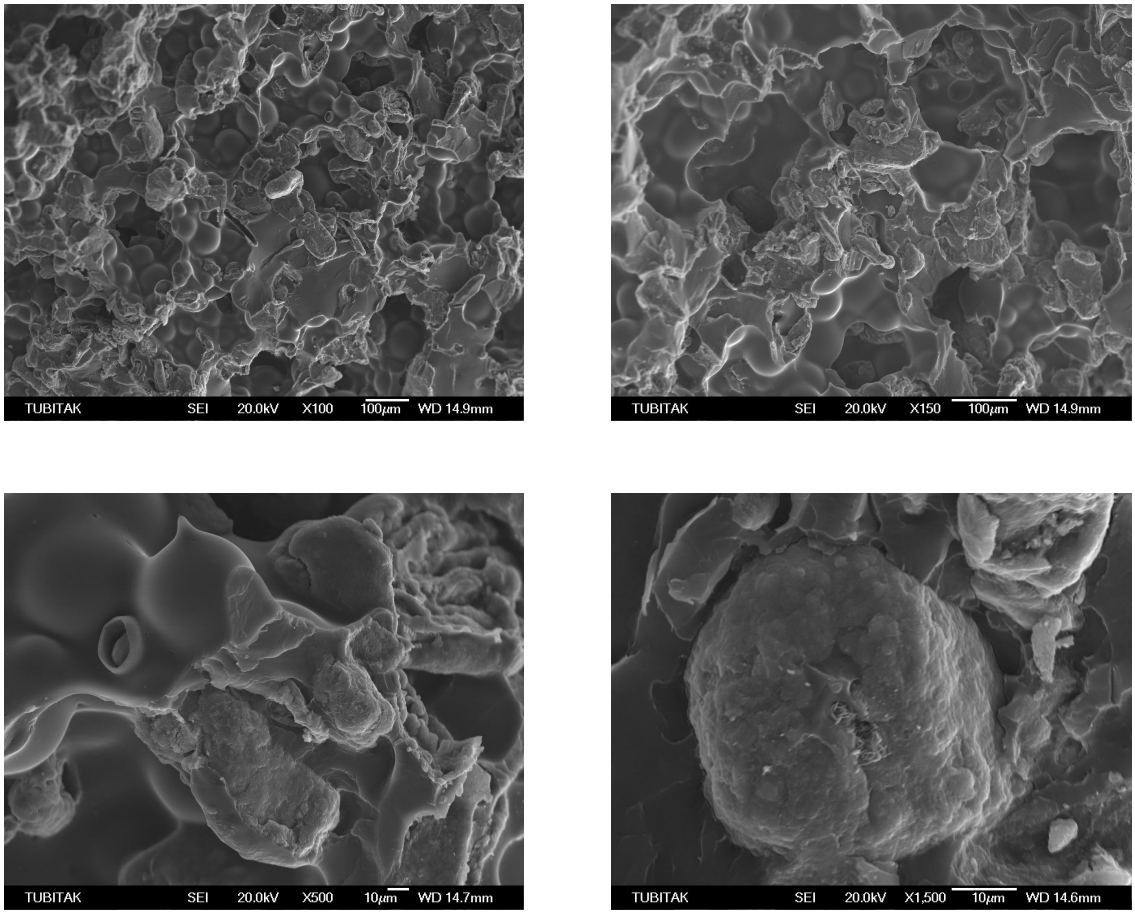
%20 Cu grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-109'da gösterilmiştir.



Şekil 4-109: %20 Cu Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.20. %20 Mg Grubu SEM Görüntüleri

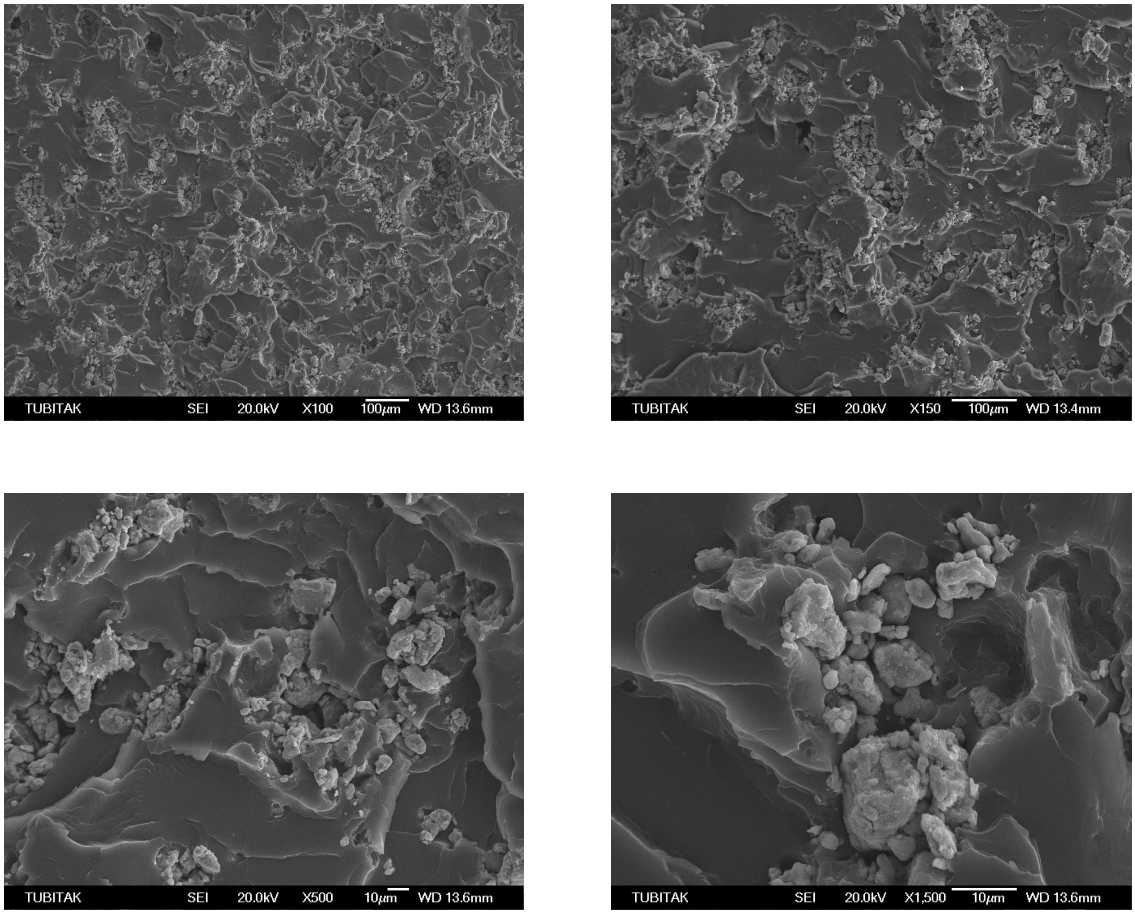
%20 Mg grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-110'da gösterilmiştir.



Şekil 4-110: %20 Mg Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.21. %20 Ti Grubu SEM Görüntüleri

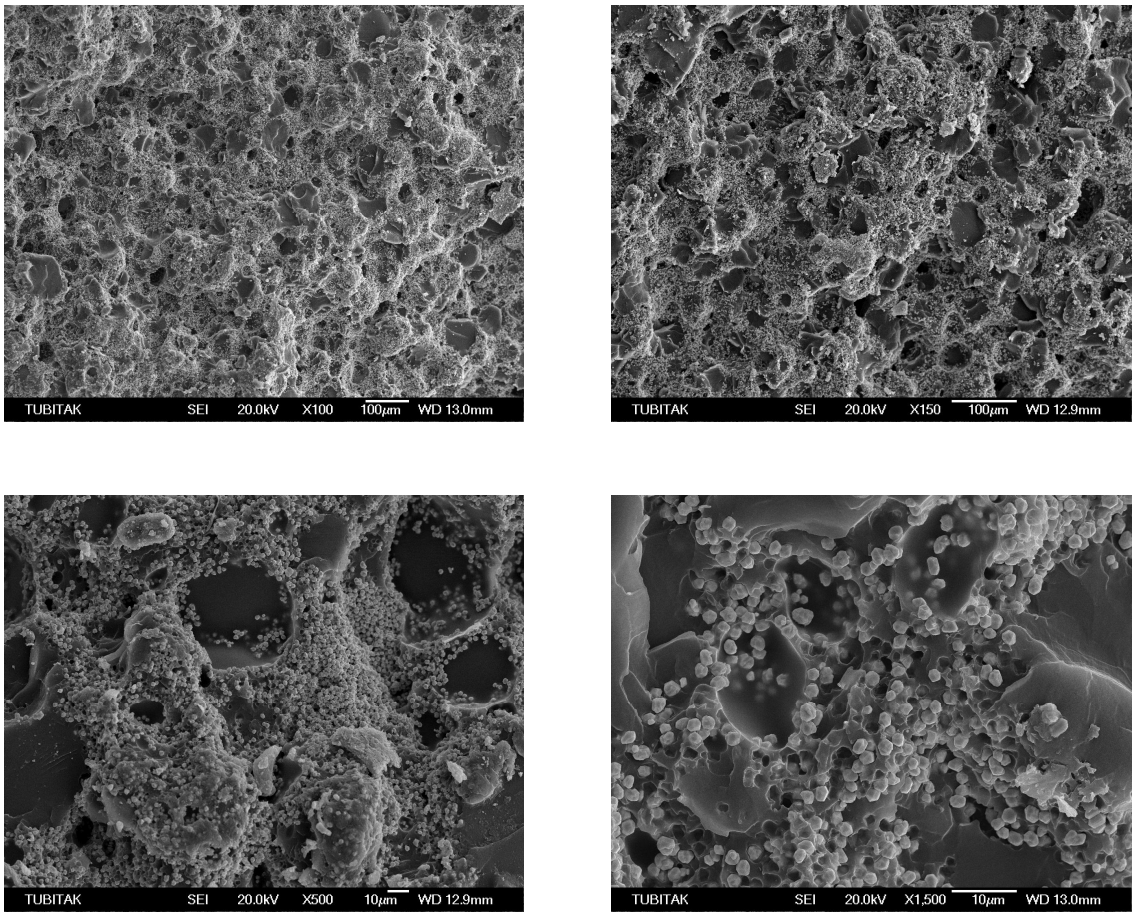
%20 Ti grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-111'de gösterilmiştir.



Şekil 4-111: %20 Ti Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.22. %25 Ag Grubu SEM Görüntüleri

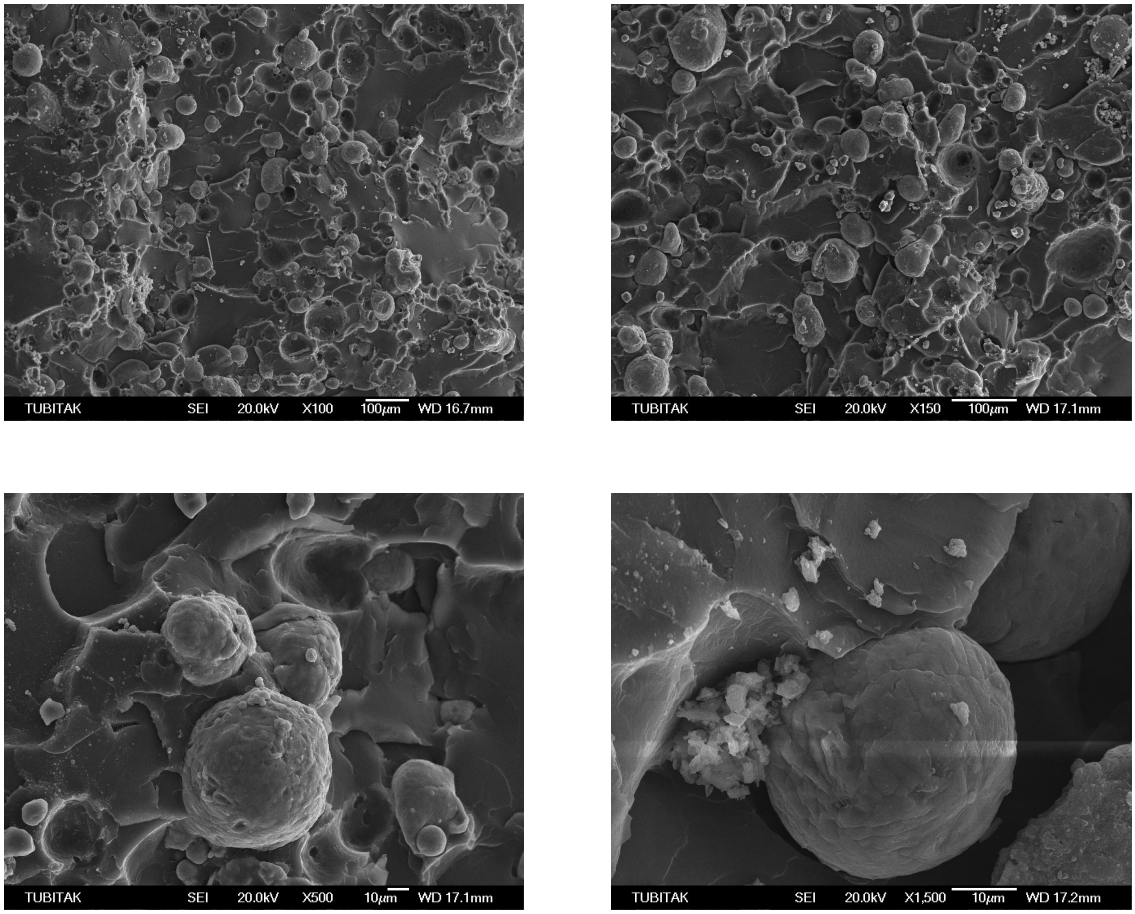
%25 Ag grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-112'de gösterilmiştir.



Şekil 4-112: %25 Ag Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.23. %25 Al Grubu SEM Görüntüleri

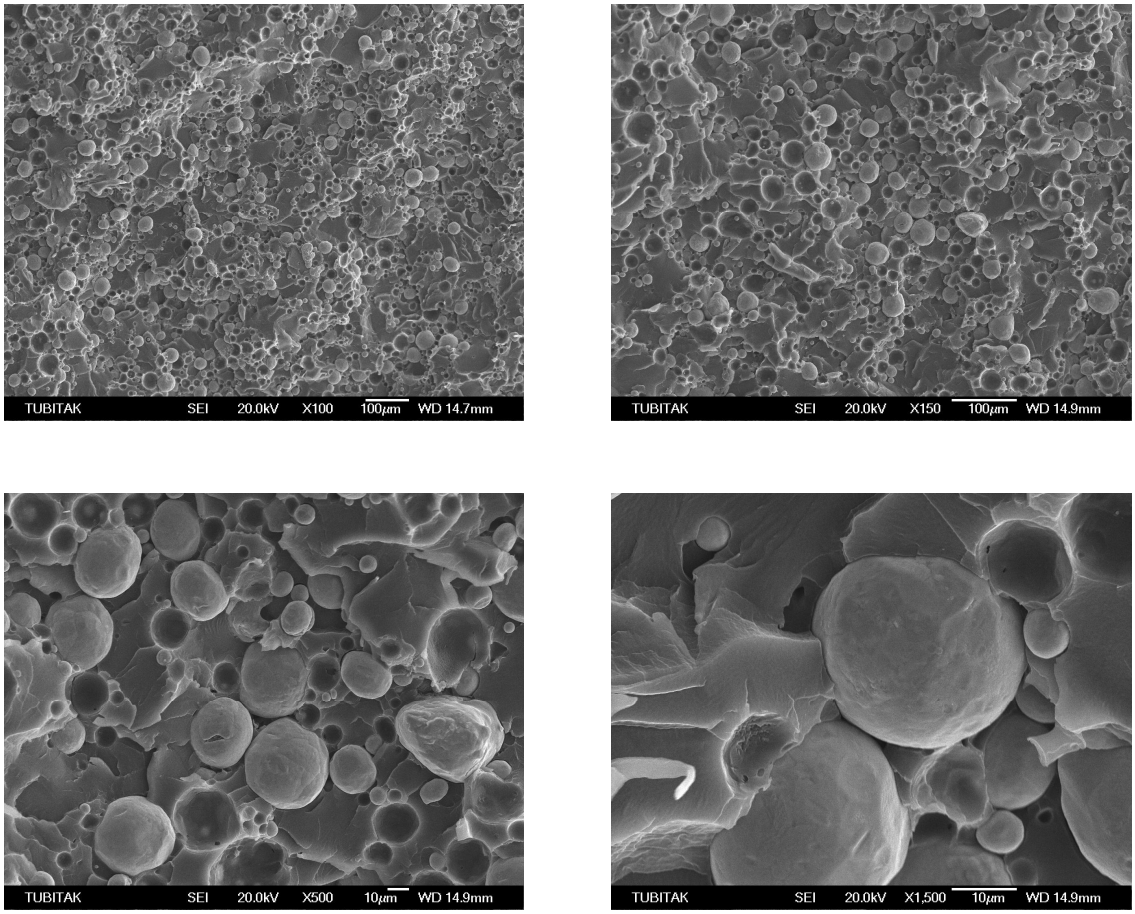
%25 Al grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-113'de gösterilmiştir.



Şekil 4-113: %25 Al Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.24. %25 Cu Grubu SEM Görüntüleri

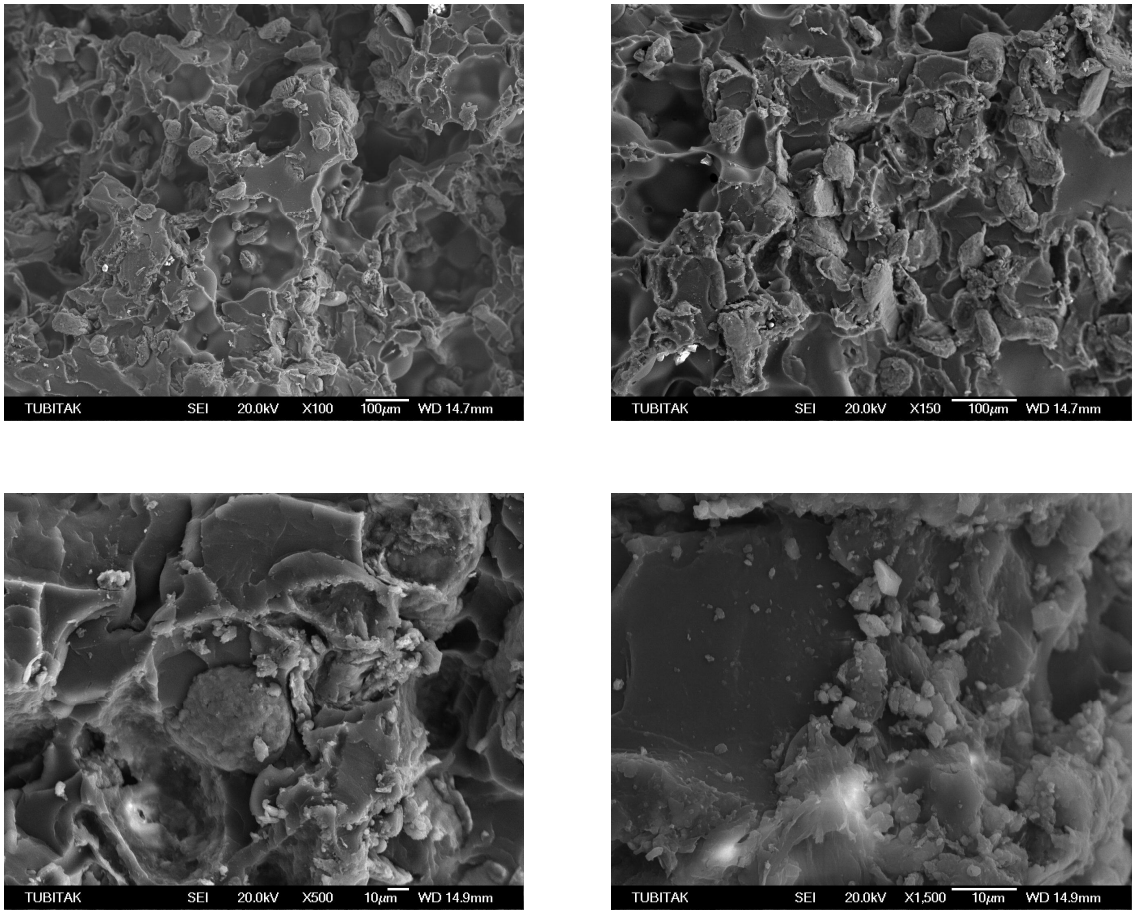
%25 Cu grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-114'de gösterilmiştir.



Şekil 4-114: %25 Cu Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.25. %25 Mg Grubu SEM Görüntüleri

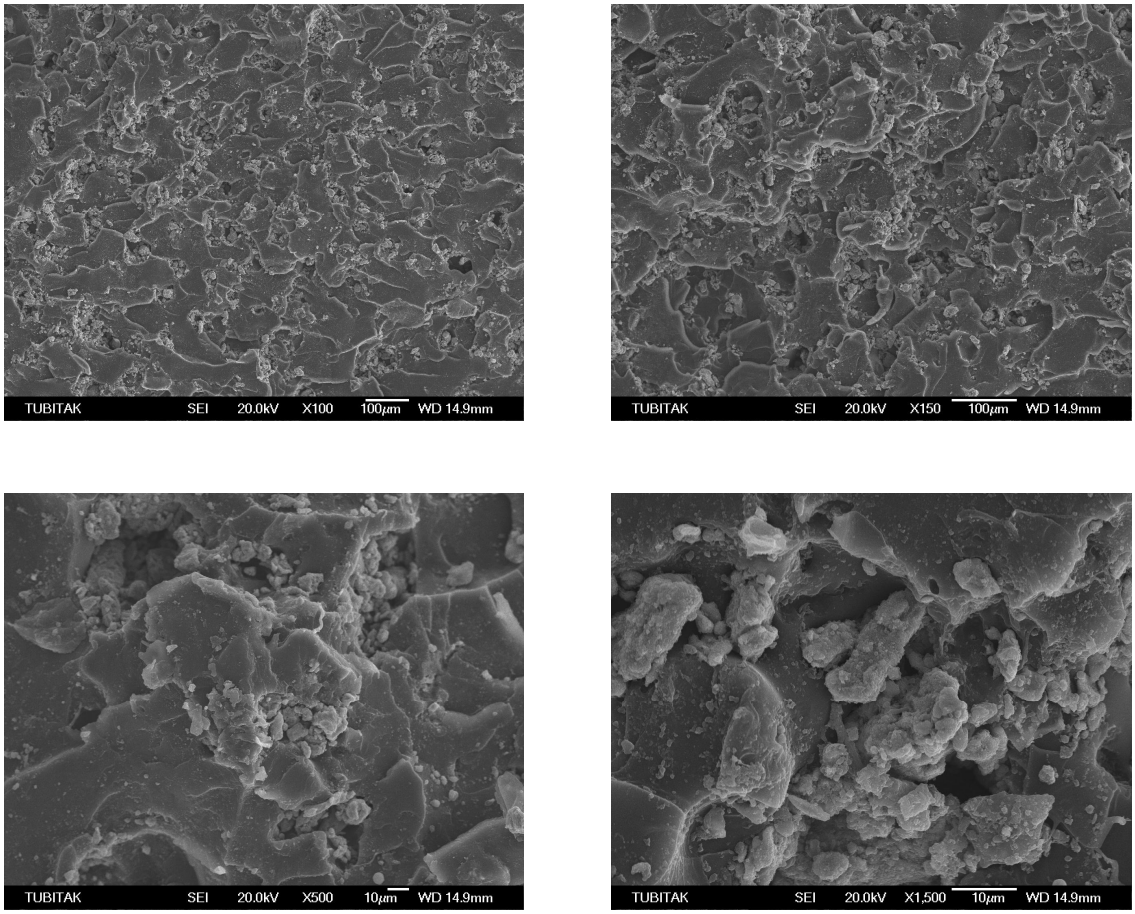
%25 Mg grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-115'de gösterilmiştir.



Şekil 4-115: %25 Mg Grubu SEM Fotoğrafları

4.7.26. %25 Ti Grubu SEM Görüntüleri

%25 Ti grubunun ×100, ×150, ×500 ve ×1500 büyütmeli SEM görüntüleri Şekil 4-116'da gösterilmiştir.



Şekil 4-116: %25 Ti Grubu SEM Fotoğrafları

5. TARTIŞMA

5.1. Genel Tartışma

Literatürde protez kaide maddelerinin ısı iletkenliklerini inceleyen çok az sayıda çalışma vardır (56,138,181). Isı iletkenliğinin doğrudan ölçümü, bilinen bir ısı akımında oluşan sıcaklık değişiminin ölçümüdür. Bir maddenin ısı iletkenliği (K) ısının, 1cm ²' lik bir alan ve 1cm kalınlığındaki bir maddeden geçerken, sıcaklık farkı 1° C olduğunda, kalori veya joule cinsinden miktarıdır (38,216). Sıcaklık değişimi, düzgün bir geometriye sahip örneğin bir yüzüne sıcaklık uygulandıktan sonra diğer tarafından sıcaklığın ölçülmesi ile saptanır (54). Isı akımı, ısı iletkenliğinin özgül ısı-yoğunluk çarpımına oranıdır. Yani maddeye sıcaklık uygulandığında, ısının madde içindeki akımından ve oluşacak değişikliklerden maddenin ısı iletkenliği sorumludur. Isı iletkenliğinin tesbitinde en çok kullanılan yöntemlerden biri AC kalorimetre veya DSC aletlerini modifiye ederek bu parametrenin ölçülebilmesini sağlamaktır (64). Son teknolojik gelişmelere göre Isı Debimetre (Heat Flow Meter) cihazı PMMA'nın ısı iletkenliğinin ölçümünde en gelişmiş cihaz olarak gösterilmektedir (5). Bizim çalışmamızda da ölçümler bu yöntemle yapılmıştır. Kullanılan bu yöntemde bir ısı kaynağı, örneklerin yerleştirildiği bir tabla ve sıcaklık algılayıcı sensorlar mevcuttur. Sıcaklık algılayıcı sensorlar thermocouple' lardan oluşmaktadır (62).

Protez kaide materyallerinin ısı transfer karakteristikleri hasta memnuniyetinin belirlenmesinde önemli bir faktördür. Besin sıcaklıkları tat algısını anlamlı düzeyde etkilemektedir. (146,147,64,225) Yine Yapılan çalışmalara göre damağın örtülmesinin duyu ve çiğneme fonksiyonlarını zayıflattığı rapor edilmiştir (60,81,90,109,224). Duyusal fonksiyonlardan biri olan ısı algısında en önemli faktörlerden biri sert damaktır (134). Sert damaktaki algı noktası tam protez tarafından genel olarak örtülmektedir, bu sıcaklık algısıyla ilişkilidir ve sert damağın protezle örtülmesi sert damaktaki sıcak ve soğuk algı noktalarına ısı algısının iletimini engellemektedir. Bu doktora çalışmasında sert damağın örtülmesi ile oluşan ısı algısındaki azalma önlenmeye çalışılmıştır.

Polimerlerin ısı iletkenliklerinin saptanması için yapılan araştırmalarda farklı kalınlıkta ve şekilde örnekler kullanılmıştır ve bu konu ile ilgili bir standart yoktur (62).

Isı Debimetre cihazında örnek şekli olarak maksimum 63.5 mm çapında ve 12.7 mm kalınlığında silindir şeklinde örneklerin kullanımı uygun görülmektedir. Çalışmamızda 55 mm çapında 12 mm kalınlığında silindir şeklinde örnekler kullanılmıştır.

PMMA içerine katılan partiküllerin şekilleri ısı iletkenliği açısından önem taşımaktadır. Yapılan bir çalışmaya göre PMMA içine katılan ısısal iletken doldurucuların uzun (high aspect ratio) partikülleri, küre gibi eş eksenli (low aspect ratio) partiküllere göre ısı iletkenliğini arttırmada daha etkili bulunmuştur. Bunun nedeni olarak uzun partiküllerin yalıtkan matriks içinde ısı iletimini sağlayabilmesidir (112), ancak başka bir çalışmada alumina'nın küre şeklindeki partikülleri ısı difüzyonunu ve bükülme özelliklerini anlamlı olarak arttırmaktadır. Bunun sebebi olarak da alumina kürelerinin protez kaide tozları içindeki uygun dağılımı gösterilmektedir (56). Diğer bir çalışmada doldurucularda ideal form olarak uzunluk/çap oranı 75:125 olan uzatılmış metal partikülleri ideal form olduğu bildirilmiştir. Çünkü bu formun düşük konsantrasyonda ilave edilebildiği, bunun da plastiği daha fazla iletken hale getirdiği (71) ve ayrıca gerilme dayanımı da arttırdığı belirtilmiştir (63). Bu doktora çalışmasında da da küre, kübik ve amorf şekillerdeki metal tozu partikülleri kullanılmıştır. Bu partiküller ısı iletkenliği değerlerini arttırmakta ve bükülme özelliklerini belli bir yüzdeye kadar korumaktadır.

Yapılan bir çalışmaya göre 10 µm partikül büyüklüğü, PMMA'ın partikül büyüklüğü ile örtüşmekte ve PMMA'a %25 ve %30 doldurucu ilavesine izin vermektedir (157). Bu partikül büyüklüğü maksimum yüklemeye izin vermektedir ve doldurucu resin oranına bağlı olarak ısı iletkenliği için seçilmiştir (114,192). Çalışmamızda da partikül büyüklüğü olarak Ag için ortalama 6 µm, Al için ortalama 60 µm, Cu için ortalama 20 µm, Mg için ortalama 63 µm ve Ti için ortalama 8,5 µm partikül büyüklüğüne sahip metal tozları kullanılmıştır. Araştırmamızda kullanılan protez kaide maddesinin moleküler bazda yapısı standartlara uygundur.

PMMA içerisinde iletken bir yol oluşturan metal doldurucular, PMMA matrix tarafından sınırlandırılan metallerden daha fazla ısı iletkenliği göstermektedir. Çalışmamızda gümüş, bakır, aluminyum, magnezyum ve titanyum metal tozları yüksek ısı iletkenliği, düşük yoğunluk ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı tercih edilmiş ve PMMA içerisine hacimsel olarak %5, %10, %15, %20 ve %25 oranlarda katılmıştır. Sehajpal'ın yaptığı çalışmada da gümüş, bakır ve aluminyum doldurucu

olarak yüksek ısı iletkenliği sebebiyle kullanılmıştır. Bu çalışmada gümüş ve alüminyum partikülleri PMMA içinde daha düzgün dağılmaktadır. Bakır partikülleri geniş olmasına rağmen ısı iletkenliğinin artmasına aynı oranda katkıda bulunmamıştır.

Çeşitli araştırıcılar tarafından geleneksel protez kaide rezinlerine metalik tozlar ilave edilmiştir (56,181). Sehajpal'a göre gümüş, alüminyum ve bakır tozları ısı iletkenliğini modifiye edilmemiş akrilik rezine kıyasla 4.5 kata kadar arttırmıştır. Ellakwa'nın çalışmasında ise %5 alumina ilavesi ısı difüzyonunda %5'lik bir artış sağlarken, yüzdeler %15 ve %20 ye yükseldiğinde ısı difüzyonu artışı kontrol grubuna kıyasla %25 ve %30 artmaktadır. Ellakwa'nın bulgularında ısı difüzyonundaki artışın miktarı bizim çalışmamıza göre oldukça düşüktür. Çalışmamızda %25 yüzdelerde ısı iletkenliğindeki artış Ag için 2.60, Cu için 2.56, Al için 2.82, Mg için 2.50, Ti için 2.15 katıdır. %10'luk yüzdelerde ise sonuçlar birbirine yakın ve ortalama 2 katıdır.

Messersmith'in çalışmasında metal tozu dolduruculara alternatif olarak ısısal olarak iletken seramikler ısı difüzyonunu yükseltmede kullanışlı olarak sunulmuştur. Bu amaçla Sapphire (Al_2O_3), silicon nitrid (Si_3N_4), boron nitrid (BN) ve aluminyum nitrid (AlN) gibi ısısal olarak iletken seramikler kullanılmaktadır. Bu seramiklerin çoğunun ısı iletkenliğinin metallere yakın olduğu ve düşük yoğunluğu sebebiyle kullanıldığı belirtilmektedir. Çalışmada kullanılan sapphire'in yoğunluğu 3,99 g/cm^3'dir, böylece daha düşük ağırlıkta bir akrilik protez kaide elde edildiği belirtilmektedir (138). Bizim çalışmamızda ise yoğunluk değerleri Ag için 3,4-5,4 g/cm^3, Ti için 1,4 g/cm^3, Mg için 1,7 g/cm^3, Al için 2,7 g/cm^3 ve Cu için 8,26 g/cm^3'dır. Yani çalışmamızda kullanılan metal tozlarının geneli itibariyle seramik tozlarına yakın veya daha düşük yoğunluğa sahip olduğu görülmektedir.

Literatürde protez kaide maddelerinin eğme dayanımlarını inceleyen çok sayıda çalışma vardır (49,98,110,111,113,133,137,148,188,204,206). Eğme dayanımı testi genelde 3 nokta eğme testi kullanılarak yapılmaktadır. Bu test tam protezlerin klinik kullanım esnasında karşı karşıya kaldığı yükleme şeklini yansıtmaktadır. Protez kaide polimerlerinin kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda genellikle belirli boyutlarda dikdörtgenler prizması şeklinde deney örnekleri kullanılırken (49,98,110) bazı araştırmacılar kaide plağı şeklinde (206) örnekler kullanmışlardır. Bu test protez kaide polimerlerinin dayanıklılığının değerlendirilmesinde kullanılan mekanik bir test olmasının yanında eğilme ve elastik modülü ölçümlerinin yapılmasını da sağlamaktadır. Bu doktora çalışmasında da ISO 1567'de (92) tanımlanan üç noktadan yükleme ile

uygulanan test kullanılmıştır. Bu testte iki destek arası mesafe 50 mm.'dir. Bu boyut, total protezde üst çenede her iki tarafta ki molar dişler arasındaki mesafeyi temsil etmektedir. Üç nokta kırılma testinde kullanılacak olan örnek uzunluğu bu durumda 65 mm olmalıdır. Bu çalışmada da bu bilgiler ışığında 65x10x3 mm. örnekler kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri oda sıcaklığında değerlendirilmiştir.

Sehajpal'a göre %25 yüzdedeki gümüş, alüminyum ve bakır tozları akrilik rezinin gerilme dayanımını anlamlı olarak %35 kadar düşürmektedir (181). Dayanımdaki bu azalmanın nedenleri çapraz kesitte polimer matrix desteğinin azalması, doldurucular sebebiyle stres birikimi, rezinin elastik modülünde değişiklik, doldurucular sebebiyle oluşan çatlaklar (41), içerde kalan hava ve neme bağlı porozite oluşumu, doldurucuların rezin tarafından tam ıslatılamamasıdır (89). Çalışmamızda da %10'luk yüzdeden itibaren gerilme dayanımları kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı olarak düşmektedir. %5 ve %10'luk yüzdelerde ise kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Çalışmamızdaki bulgular ve SEM görüntüleri bu sonucu doğrulamaktadır.

5.2. Metal İlavelerinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisinin Tartışılması

5.2.1. Gümüş Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi

Ag'nin %5,10,15,20,25 yüzdelerinin ısı iletkenlik katsayıları kontrol grubu ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (Tablo 4-1). Yani düşük yüzdelerde bile Ag ilavesi ısı iletkenliği sonuçlarına olumlu yönde etki etmektedir. Bunun sebebi PMMA içerisinde %5 yüzdede dahi Ag tozlarının ısı iletim yolları oluşturabilmesidir. Ag yüzdesi arttıkça ısı iletimi gittikçe artmaktadır. Üç nokta eğme değerleri açısından Ag'nin %5 ve 10 yüzdelerinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur, daha yüksek yüzdelerde ise üç nokta eğme değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir (Tablo 4-10) yani Ag'nin %10 yüzdesine kadar PMMA'ın dayanıklılığında herhangi bir azalma olmamaktadır. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Ag'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-19). Yoğunluk açısından Ag ilavesi

%15, %20 ve %25'lik yüzdelerde yoğunlukta artışa sebep olmaktadır, %5 ve %10'luk yüzdelerde ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-28). Çalışmamızda kullanılan Ag tozunun 3,4-5,4 g/cm^3 olan yoğunluğu PMMA'ın yoğunluk değerlerinde %15 yüzdeden itibaren artışa neden olmuştur. Porozite değerleri Ag'nin tüm yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı olarak düşmektedir, yani Ag ilavesi ile porozite düşüş göstermektedir (Tablo 4-37). Porozitedeki düşüşün sebebi Ag tozlarının PMMA içerisindeki homojen dağılımı ve tam olarak bütünleşmesidir. Su emme değerleri porozite değerlerindeki değişikliklere paralel bir seyir izlemektedir (Tablo 4-46). Porozite değerlerindeki düşme sonucunda su emme değerleri de azalmıştır. Ag ilavesiyle grupların hepsinde su emme değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. Bu sonuçlara göre bütün özellikler göz önüne alındığında Ag'nin PMMA'a %5 ve 10'luk yüzdelerde ilavesi ile maddenin ısısal özellikleri arttırılırken diğer özelliklerinde herhangi bir bozulma olmamaktadır. Sehajpal'in çalışmasında (181) PMMA içerisine Ag hacimsel olarak %5, %10, %15, %20 ve %25 oranlarda katıldığı zaman ısı iletkenliğinde progresif bir yükselme bulunmuştur. Üç nokta eğme değerleri ise başlangıçtan itibaren düşmektedir. Bizim çalışmamızla Ag'nin %10'luk yüzdesine kadar üç nokta eğme değerleri açısından kontrol grubuyla arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

Ag grupları kendi içinde kıyaslandığında %5 Ag grubunun ısı iletkenlik değeri, daha yüksek Ag yüzdeli gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür. %10 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %15 Ag grubunun ısı iletkenlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken %20 ve %25 gruplarıyla arasında anlamlı bir fark vardır (Tablo 4-9). Üç nokta eğme değerleri açısından da %5 Ag grubunun üç nokta eğme değeri ile % 10 ve % 15 Ag grubunun üç nokta eğme değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Daha yüksek Ag yüzdelerinde ise üç nokta eğme değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmektedir (Tablo 4-16). %15 Ag'nin üç nokta eğme değeri 64,90±4,67 MPa olduğundan ISO standartlarında belirtilen minimum değer olan 65 MPa değerine ulaşamamıştır. Grupların sertlik değerleri açısından ise anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-25). Yoğunluk değerlerini karşılaştırdığımızda %5 Ag grubunun yoğunluk değeri ile %10 Ag grubunun yoğunluk değeri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-34). Daha yüksek yüzdelerde ise yoğunluk değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artmaktadır. Porozite bakımından %15'lik yüzdeden sonra Ag yüzdesinin artışı ile

porozite miktarları birbirine yakın seyretmektedir. %5'den %10'a geçişte ise porozitede azalma görülmektedir (Tablo 4-43). Su emme değerlerinde %10 Ag grubunun su emme değeri %5 Ag grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür. %5 ve %15 Ag grubu arasında ise anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-52).

5.2.2. Magnezyum Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi

Mg'nin %5, 10, 15, 20 ve 25 yüzdelerinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (Tablo 4-2). Yani düşük yüzdelerde bile Mg ilavesi ısı iletkenliği sonuçlarına olumlu yönde etki etmektedir. Bunun sebebi PMMA içerisinde %5 yüzdede dahi Mg tozlarının ısı iletim yolları oluşturabilmesidir. Mg yüzdesi arttıkça ısı iletimi gittikçe artmaktadır. Üç nokta eğme değerleri açısından ise Mg'nin %5 ve 10 yüzdelerinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur, daha yüksek yüzdelerde ise üç nokta eğme değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir, yani Mg'nin %10 yüzdesine kadar dayanıklılık azalmamaktadır (Tablo 4-11). Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Mg'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-20). Yoğunluk açısından Mg ilavesi %15'lik yüzdeden itibaren yoğunlukta artışa sebep olmaktadır, %5 ve %10'luk yüzdede ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-29). Çalışmamızda kullanılan Mg tozunun 1,74 g/cm^3 olan yoğunluğu PMMA'ın yoğunluk değerlerinde %15 yüzdeden itibaren artışa neden olmuştur. Porozite ve su emme değerleri Mg'nin tüm gruplarında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. Yani Mg ilavesi sonucunda su emme ve porozite daha az gerçekleşmektedir Porozitedeki düşüşün sebebi Mg tozlarının PMMA içerisindeki homojen dağılımı ve tam olarak bütünleşmesidir. Su emme değerleri porozite değerlerindeki değişikliklere paralel bir seyir izlemektedir (Tablo 4-38, Tablo 4-47). Bu sonuçlara göre bütün özellikler göz önüne alındığında Mg'nin PMMA'a %5 ve 10'luk yüzdelerde ilavesi ile maddenin ısısal özellikleri arttırılırken diğer özelliklerinde herhangi bir bozulma olmamaktadır.

Mg grupları kendi içinde kıyaslandığında %5 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi daha yüksek Mg yüzdeli gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür. %10 Mg grubunun ısı iletkenlik düzeyi de daha yüksek Mg yüzdeli gruplardan anlamlı

düzeyde düşüktür (Tablo 4-7). Mg grupları kendi içinde kıyaslandığında %5 Mg grubunun üç nokta eğme, sertlik ve yoğunluk değerleri ile %10 Mg grubunun üç nokta eğme ve sertlik değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Üç nokta eğme değerleri % 10'luk yüzdeden sonra istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. %10 Mg grubunun sertlik değeri ile %15 Mg grubunun sertlik değeri arasında da anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-16, 4-25, 4-34). %5 Mg grubunun porozite düzeyi, %10 Mg ve %25 Mg gruplarından anlamlı düzeyde yüksekken ($p<0.05$); %15 Mg ve %20 Mg gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). %10 Mg grubunun porozite düzeyi %15 Mg, %20 ve %25 Mg gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Mg ilavesi porozite oranlarını genel olarak düşürmektedir (Tablo 4-43). %5 Mg grubunun su emme düzeyi ile %10 Mg grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %15 Mg ve %25 Mg gruplarından anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$); %20 Mg grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). %10 Mg grubunun su emme düzeyi ile %15 Mg grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %25 Mg gruplarından anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$); %20 Mg grubundan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$) (Tablo 4-52). Mg gruplarının kendi içinde kıyaslandığı durumda da sonuç olarak en uygun yüzdenin % 5 ve %10'luk Mg yüzdeleri olduğu görülmüştür.

5.2.3. Titanyum Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi

Ti'nin %5, 10, 15, 20 ve 25 yüzdelerinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Yani düşük yüzdelerde bile Ti ilavesi ısı iletkenliği sonuçlarına olumlu yönde etki etmektedir (Tablo 4-3). Bunun sebebi PMMA içerisinde %5 yüzdede dahi Ti tozlarının ısı iletim yolları oluşturabilmesidir. Ti yüzdesi arttıkça ısı iletimi gittikçe artmaktadır. Üç nokta eğme değerleri açısından Ti'nin %5 ve %10 yüzdelerinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir, daha yüksek yüzdelerde ise değerler istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir (Tablo 4-12). Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Ti'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-21). Yoğunluk açısından Ti ilavesi %5 ve %10'luk yüzde hariç yoğunlukta artışa sebep olmaktadır, %5 ve %10'luk yüzdede ise istatistiksel

olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-30). Çalışmamızda kullanılan Ti tozunun 1,4 g/cm^3 olan yoğunluğu PMMA'ın yoğunluk değerlerinde %15 yüzdeden itibaren artışa neden olmuştur. Kontrol grubunun porozite düzeyi ile %5 Ti grubunun porozite düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Kontrol grubunun porozite düzeyi %10 Ti, %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Yani %5 yüzdeden itibaren porozite düzeyleri azalmaktadır (Tablo 4-39). Su emme değerleri ise Ti'nin bütün yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir (Tablo 4.48). Porozitedeki düşüşün sebebi Ti tozlarının PMMA içerisindeki homojen dağılımı ve tam olarak bütünleşmesidir. Su emme değerleri de porozite değerlerindeki değişikliklere paralel bir seyir izlemektedir. Porozite değerlerindeki düşme sonucunda su emme değerleri de azalmıştır. Bu sonuçlara göre bütün özellikler göz önüne alındığında Ti'nin PMMA'a %5 ve 10'luk yüzdelerde ilavesi ile maddenin ısısal özellikleri arttırılırken diğer özelliklerinde herhangi bir bozulma olmamaktadır.

Ti grupları kendi içerisinde karşılaştırıldığında %5 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi daha yüksek Ti yüzdeli gruplardan anlamlı şekilde düşüktür. %10 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %15 Ti ve %20 Ti gruplarının ısı iletkenlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. %15 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile de %20 Ti grubunun ısı iletkenlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-7). %5 Ti ve %10 Ti grupları arasında üç nokta eğme açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Daha yüksek yüzdelerde ise üç nokta eğme değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir (Tablo 4-16). Ti grupları kendi içerisinde karşılaştırıldığında sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-25). Yoğunluk düzeyleri açısından % 5 Ti ve % 10 Ti grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-34). Ti grupları porozite düzeyleri açısından değerlendirildiğinde Ti yüzdeleri arttıkça porozite değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalmaktadır (Tablo 4-43). Ti grupları su emme düzeyleri açısından değerlendirildiğinde %5 Ti grubunun su emme düzeyi %10 Ti, %15 Ti ve %20 Ti gruplarından anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); %25 Ti grubundan anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). %10 Ti grubunun su emme düzeyi de %15 Ti, %20 Ti ve %25 Ti gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$) (Tablo 4-52). Mg gruplarının kendi içinde kıyaslandığı durumda da sonuç olarak en uygun yüzdenin %5 ve %10'luk Ti yüzdeleri olduğu görülmüştür.

5.2.4. Bakır Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi

Cu'nun %5, 10, 15, 20 ve 25 yüzdelerinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Yani düşük yüzdelerde bile Cu ilavesi ısı iletkenliği sonuçlarına olumlu yönde etki etmektedir (Tablo 4-4). Bunun sebebi PMMA içerisinde %5 yüzdede dahi Cu tozlarının ısı iletim yolları oluşturabilmesidir. Cu yüzdesi arttıkça ısı iletimi gittikçe artmaktadır. Üç nokta eğme değerleri açısından Cu'nun %5, 10 ve 15 yüzdelerinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur, daha yüksek yüzdelerde ise üç nokta eğme değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir, yani Cu'nun %15 yüzdesine kadar dayanıklılık azalmamaktadır (Tablo 4-13). Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Cu'nun her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-22). Yoğunluk açısından Cu ilavesi %5 ve %10'luk yüzdeler hariç yoğunlukta artışa sebep olmaktadır, %5 ve %10'luk yüzdelerde ise anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-31). Çalışmamızda kullanılan Cu tozunun 8,96 g/cm^3 olan yoğunluğu PMMA'ın yoğunluk değerlerinde %15 yüzdeden itibaren artışa neden olmuştur. Porozite ve su emme değerleri Cu'nun tüm gruplarında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir yani Cu ilavesi sonucunda porozite ve su emme daha az gerçekleşmektedir (Tablo 4-40, Tablo 4-49). Porozitedeki düşüşün sebebi Cu tozlarının PMMA içerisindeki homojen dağılımı ve tam olarak bütünleşmesidir. Su emme değerleri porozite değerlerindeki değişikliklere paralel bir seyir izlemektedir. Bu sonuçlara göre bütün özellikler göz önüne alındığında Cu'nun PMMA'a %5, %10 ve %15'lik yüzdelerde ilavesi ile maddenin ısısal özellikleri arttırılırken diğer özelliklerinde herhangi bir bozulma olmamaktadır. Sehajpal'in çalışmasında (181) PMMA içerisine Cu hacimsel olarak %5, %10, %15, %20 ve %25 oranlarda katıldığı zaman ısı iletkenliğinde progresif bir yükselme bulunmuştur. Üç nokta eğme değerleri ise başlangıçtan itibaren düşmektedir. Bizim çalışmamızla Cu'nun %15'lik yüzdesine kadar üç nokta eğme değerleri açısından kontrol grubuyla arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

Cu grupları kendi içinde kıyaslandığında Cu yüzdesinin artışı ile ısı iletkenlik katsayısının da arttığı tesbit edilmiştir (Tablo 4-7). Cu grupları kendi içinde kıyaslandığında gruplar arasında üç nokta eğme değerleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yani Cu'nun yüzdeleri arasında kontrol grubu dikkate alınmadan

yapılan karşılaştırmada üç nokta eğme değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-16). %15 Cu'nin üç nokta eğme değeri 71,44±4,01, %20 Cu'nun ise 70,37±3,43 olduğundan ISO standartlarında belirtilen minimum değer olan 65 MPa değerinin üzerindedir. Cu grupları kendi içinde kıyaslandığında sertlik açısından %5 Cu grubu ile %10 ve %15 Cu grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, %10 Cu grubuyla da %15 Cu grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır, daha yüksek yüzdelerde ise sertlik değerleri anlamlı olarak artmaktadır (Tablo 4-25). %5 Cu grubunun yoğunluk düzeyi ile %10 Cu arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, %15, %20 ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşüktür. %10 Cu grubunun yoğunluk düzeyi ise daha yüksek yüzdelerden anlamlı düzeyde düşüktür (Tablo 4-34). Cu grupları kendi içinde kıyaslandığında porozite açısından %5 Cu grubunun porozite düzeyinin, %10 Cu, %15, %20 ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$) olduğu, %10 Cu grubunun porozite düzeyinin %20 ve %25 Cu gruplarının porozite düzeylerinden anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$), %15 Cu grubu ile ise arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı ($p>0.05$) tesbit edilmiştir (Tablo 4-43). Cu grupları kendi içinde kıyaslandığında su emme açısından %5 Cu grubunun su emme düzeyinin %10 Cu, %15 Cu ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$); %20 Cu grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$) olduğu, %10 Cu grubunun su emme düzeyinin %15 Cu, %20 Cu ve %25 Cu gruplarından anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.05$), %15 Cu grubunun su emme düzeyi ile %25 Cu grubu arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %20 Cu grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$) olduğu tesbit edilmiştir (Tablo 4-52). Bu sonuçlara göre Cu'nun %15 ve %20'lik yüzdelerinin üç nokta eğme değerleri açısından kabul edilebilir seviyede olduğu tesbit edilmiştir.

5.2.5. Aluminyum Tozu İlavesinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisi

Al'nin %5, 10, 15, 20 ve 25 yüzdelerinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Yani düşük yüzdelerde bile Al ilavesi ısı iletkenliği sonuçlarına olumlu yönde etki etmektedir (Tablo 4-5). Bunun sebebi PMMA içerisinde %5 yüzdede dahi Al tozlarının ısı iletim yolları oluşturabilmesidir. Al yüzdesi arttıkça ısı iletimi gittikçe artmaktadır. Üç nokta eğme

değ Üç nokta eğme değerleri açısından ise Al'nin %5 ve 10 yüzdelerinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur, daha yüksek yüzdelerde ise üç nokta eğme değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir, yani Al'nin %10 yüzdesine kadar dayanıklılık azalmamaktadır (Tablo 4-14). Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Al'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-23). Yoğunluk açısından Al ilavesi %5 ve %10'luk yüzdeler hariç yoğunlukta artışa sebep olmaktadır, %5 ve %10'luk yüzdelerde ise yoğunluk açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-34). Çalışmamızda kullanılan Al tozunun 2,7 g/cm^3 olan yoğunluğu PMMA'ın yoğunluk değerlerinde %15 yüzdeden itibaren artışa neden olmuştur. Porozite değerleri açısından kontrol grubuyla kıyaslandığında Al ilavesi ile porozite değerleri bütün yüzdelerde azalmaktadır (Tablo 4-43). Su emme de değerleri Al'nin tüm yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir, yani Al ilavesi sonucunda su emme daha az gerçekleşmektedir (Tablo 4-52). Porozitedeki düşüşün sebebi Al tozlarının PMMA içerisindeki homojen dağılımı ve tam olarak bütünleşmesidir. Su emme değerleri porozite değerlerindeki değişikliklere paralel bir seyir izlemektedir. Porozite değerlerindeki düşme sonucunda su emme değerleri de azalmıştır. Bu sonuçlara göre bütün özellikler göz önüne alındığında Al'nin PMMA'a %5 ve 10'luk yüzdelerde ilavesi ile maddenin ısısal özellikleri arttırılırken diğer özelliklerinde herhangi bir bozulma olmamaktadır.

Al grupları kendi içinde kıyaslandığında %5 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi, %10 Al, %15 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı şekilde düşükken ($p<0.05$), %10 Al'nin ısı iletkenlik katsayısı açısından %15 Al ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur (Tablo 4-7). Al grupları kendi içinde kıyaslandığında gruplar arasında üç nokta eğme değerleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-16). Al grupları kendi içinde kıyaslandığında %5 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi daha yüksek yüzdeli Al gruplarının ısı iletkenlik düzeylerinden anlamlı olarak düşüktür. %10 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi ile %15 Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadı (Tablo 4-7). Al grupları arasında üç nokta eğme değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yani Al'nin yüzdeleri arasında kontrol grubu dikkate alınmadan yapılan karşılaştırmada üç nokta eğme değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-16). Sertlik açısından %5 Al ile %10 Al ve %20 Al grupları

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. %5 Al grubunun sertlik düzeyi %15 Al grubundan anlamlı şekilde yüksek ($p<0.05$) ve %25 Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür. %10 Al grubunun sertlik düzeyi ile %20 Al grubunun sertlik düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$); %10 Al grubunun sertlik düzeyi %15 Al grubundan anlamlı şekilde yüksek ($p<0.01$) ve %25 Al grubundan anlamlı şekilde düşüktür (Tablo 4-25) . Yoğunluk açısından %5 Al ve %10 Al arasında anlamlı bir faklılık bulunmamaktadır. Daha yüksek yüzdelerde yoğunluk anlamlı olarak artmaktadır (Tablo 4-34). Porozite açısından Al ilavesi yüzdesi arttıkça porozite değerleri azalmaktadır (Tablo 4-43). Al grupları kendi içinde kıyaslandığında su emme açısından %5 Al grubunun su emme düzeyinin %10 Al, %20 Al ve %25 Al gruplarından anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); %15 Al grubundan anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$)olduğu, %10 Al grubunun su emme düzeyinin %20 Al grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$); %15 Al grubundan anlamlı düzeyde düşük ($p<0.05$) olduğu ve %10 ile %25 Al gruplarının su emme düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı ($p>0.05$) tesbit edilmiştir (Tablo 4-52). Sonuç olarak Al gruplarının üç nokta eğme değerleri kontrol grubu dikkate alınmaksızın karşılaştırıldığında aralarında istatiksel olarak bir farkın olmaması anlamlıdır. Buna göre %15, %20 ve %25'lik grupların daha yüksek ısı iletkenlik değerleri sebebiyle Al grupları kendi içlerinde kıyaslandığında geliştirildiği taktirde pratikte kullanılabilir değerlere sahip olduğu tesbit edilmiştir. Bu sonucun sebebi olarak kontrol grubuyla kıyaslamalarda istatistiksel olarak en iyi sonucu veren %10 Al grubuna yakın değerlere sahip olması gösterilebilir. Sehajpal'in çalışmasında (181) PMMA içerisine Al hacimsel olarak %5, %10, %15, %20 ve %25 oranlarda katıldığı zaman ısı iletkenliğinde progresif bir yükselme bulunmuştur. Üç nokta eğme değerleri ise başlangıçtan itibaren düşmektedir. Bizim çalışmamızla Al'nun %10'luk yüzdesine kadar üç nokta eğme değerleri açısından kontrol grubuyla arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

5.3. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Özellikleri Üzerine Etkisinin Tartışılması

5.3.1. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Isı İletkenlik Katsayısı Üzerine Etkisi

%5 yüzdedeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al kendi içlerinde kıyaslandığında Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur, bunu sırasıyla Cu, Ti, Ag ve Mg izlemektedir. En düşük ısı iletkenlik katsayısı Mg grubunda görülmüştür

%10 yüzdedeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al kendi içlerinde kıyaslandığında Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Bunu Ag takip etmektedir. Mg, Ti ve Cu'nun ısı iletkenlik katsayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ag yüzdesindeki %5'den %10'a geçişte ısı iletkenlik katsayısındaki diğer gruplara göre göreceli anlamlı artış dikkat çekicidir (Tablo 4-9).

%15 yüzdedeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al kendi içlerinde kıyaslandığında Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. En düşük ısı iletkenlik katsayısı Ti grubunda görülmüştür. Ti grubunda %15'lik yüzdeden itibaren diğer gruplarla kıyaslandığında göreceli bir düşüş görülmektedir. Bu durum Ti'nin %10'luk yüzdesinin kullanımını destekler mahiyettedir. Ag ve Mg grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken bunları Cu takip etmektedir. Ag, Mg ve Cu'nun ısı iletkenlik katsayıları birbirine yakın seyretmektedir (Tablo 4-9).

%20 yüzdedeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al kendi içlerinde kıyaslandığında Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. En düşük ısı iletkenlik katsayısı Ti grubunda görülmüştür. Ag ile Mg grupları arasında %15'lik yüzdede olduğu gibi anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Mg ve Cu grupları arasında da kendi içlerinde anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yani Ag, Mg ve Cu'nun ısı iletkenlik katsayıları birbirine yakın seyretmektedir (Tablo 4-9).

%25 yüzdedeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al kendi içlerinde kıyaslandığında Al grubunun ısı iletkenlik düzeyi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde

yüksek bulunmuştur. En düşük ısı iletkenlik katsayısı Ti grubunda görülmüştür. Ag ve Mg grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken bunları Cu takip etmektedir. Ag ile Cu grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Mg ve Cu grupları arasında da %20'lik yüzdede olduğu gibi kendi içlerinde anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yani Ag, Mg ve Cu'nun ısı iletkenlik katsayıları %20'lik yüzdede olduğu gibi birbirine yakın seyretmektedir. Sonuç olarak tüm yüzdelerde en yüksek ısı iletkenliği Al gruplarında görülmüştür, %15'lik yüzdeden itibaren Ag, Mg ve Cu'nun ısı iletkenlik katsayıları birbirine yakın seyretmekte ve Ti en düşük ısı iletkenlik katsayısına sahiptir (Tablo 4-9).

Sehajpal'a göre (181) PMMA'ın ısı iletkenliğini arttırmada alüminyum ve gümüş doldurucular arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). Gümüş'ün %25'lik yüzdesinde ısı iletkenliğindeki artış 4.53 kat fazla gerçekleşmiştir. Aynı konsantrasyonda alüminyum ve bakır ısı iletkenliğini sırasıyla 4.43 ve 4.04 kat fazla arttırmıştır (181).

5.3.2. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Üç Nokta Eğme Değeri Üzerine Etkisi

%5, %10 ve %15 yüzdelerdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al kendi içlerinde kıyaslandığında üç nokta eğme değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-18).

%20'lik Ag, Mg, Ti, Cu ve Al'nin üç nokta eğme değerleri kendi içlerinde kıyaslandığında Cu ve Al'nin anlamlı olarak en yüksek üç nokta eğme değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Mg ve Ti'nin ise birbirine yakın değerlere sahip olduğu tesbit edilmiştir. Ag'nin ise en düşük değere sahip olduğu görülmüştür (Tablo 4-18).

%25'lik Ag, Mg, Ti, Cu ve Al'nin üç nokta eğme değerleri kendi içlerinde kıyaslandığında Ag grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük değere sahiptir. Sonuç olarak gruplar arasında %5, %10 ve %15 lik yüzdelerde üç nokta eğme değerleri açısından bir farklılık görülmezken, %20'den itibaren özellikle Ag örneklerinin üç nokta eğme değerlerinde azalmalar dikkat çekicidir. Bu sonuçlar % 15 Ag grubunun daha yüksek ısı iletkenlik değeri sebebiyle Ag grupları kendi içlerinde

kıyaslandığında geliştirildiği taktirde pratikte kullanılabilir değerlere sahip olduğu tesbitimizi doğrular niteliktedir (Tablo 4-18).

5.3.3. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Sertlik Değeri Üzerine Etkisi

%5 ve %15 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-27).

%10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Buna göre %10 Al grubunun sertlik değerinin diğer gruplardan daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Diğer gruplar arasında ise anlamlı bir farklılık yoktur (Tablo 4-27).

%20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. En yüksek sertlik değeri Cu, ardından da Al'dedir. Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktur (Tablo 4-27).

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının sertlik düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. En yüksek sertlik değerleri Mg ve Al gruplarındadır (Tablo 4-27). Grupların tamamında genel olarak Al grubu diğer metallere göre daha yüksek sertlik değerlerine sahiptir.

5.3.4. Aynı Yüzdedeki Farklı Metal İlavelerinin PMMA'ın Yoğunluk, Porozite Ve Su Emme Değerleri Üzerine Etkisi

%5 ve %10 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunluk düzeyleri arasında genel itibariyle istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4-36).

%15 ve %20 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunlukları karşılaştırıldığında Ag ve Mg'nin diğer grupların yoğunluğunun istatistiksel olarak anlamlı düzeyde diğer gruplardan az olduğu tesbit edilmiştir. (Tablo 4-36).

%25 hacimdeki Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının yoğunluk düzeyleri karşılaştırıldığında Cu ve Al gruplarının genel itibariyle diğer gruplara göre yoğunluğunun anlamlı düzeyde arttığı tesbit edilmiştir (Tablo 4-36).

Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının porozite düzeyleri incelendiğinde değerlerin birbirine yakın seyrettiği %20 ve %25 lik gruplarda en az porozite düzeyinin Al grubunda görüldüğü tesbit edilmiştir (Tablo 4-45).

Ag, Mg, Ti, Cu ve Al gruplarının su emme düzeyleri incelendiğinde değerlerin birbirine yakın seyrettiği %20 ve %25 lik gruplarda en az su emme düzeyinin Al grubunda görüldüğü tesbit edilmiştir. Sonuçlar porozite sonuçlarıyla paralel seyretmektedir (Tablo 4-54).

5.4. SEM Görüntülerinin Tartışılması

Şekil 4-91'de kontrol grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. Bu görüntülerde içerisine metal tozları ilave edilmemiş saf PMMA'ın homojen ve düzgün kesit yüzeyi görülmektedir. ×500 büyütmede kesit alma sonucu PMMA'daki kopma alanları izlenmektedir. Çalışmamızda kontrol grubunda %1,49 olarak olarak çıkan porozite alanları ×1500 büyütmede görülebilmektedir. Saf PMMA'ın homojen dağılımlı görüntüsü üç nokta eğme değerlerinin (79,39 MPa) yüksek yüzdeli deney gruplarına oranla fazla oluşunu açıklamaktadır.

Şekil 4-92'de %5 Ag grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×150 büyütmede Ag tozlarının PMMA içerisinde homojen dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. ×500 büyütmede kübik yapıdaki Ag tozları izlenmektedir. ×1500 büyütmede kümelenmiş Ag tozlarının PMMA içerisindeki görüntüsü izlenmekte ve kesit alma işlemi sırasında bu tozların büyük oranda yerleşimlerini koruması PMMA ile yeterli bir entegrasyonun sağlandığını açıklamaktadır. Ag'nin %5 grubunun ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Tablo 4-6'ya göre üç nokta eğme değeri açısından Ag'nin %5 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Ag'nin %5 yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından %5 yüzdede kontrol grubuyla kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Porozite değerleri Ag'nin tüm yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı olarak düşmektedir. SEM görüntülerinde de PMMA alanlarında porozite alanları gözlenmezken, kesit almadaki Ag tozlarındaki sınırlı sayıda kopmalar

izlenmektedir. Su emme değerleri porozite değerlerindeki değişikliklere paralel bir seyir izlemektedir. SEM görüntüleri bu bulguları doğrulamaktadır.

Şekil 4-93'de %5 Al grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde küre şeklindeki ve farklı büyüklüklerdeki Al tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı tam olarak ayırt edilemezken kesit alanına bağlı lokal poroziteler görülebilmektedir. Aynı örnek için birçok SEM kesiti alınabildiği ve her bir kesitte farklı görüntüler alınabileceği bilinmesine rağmen ×500 büyütmede ise Al tozlarının PMMA matriks içerisindeki dağılımı daha net görülmektedir. ×1500 büyütmede görüldüğü gibi küre şeklindeki Al tozları ile PMMA arasında net bir entegrasyon sağlanabilmiştir. Al'nin %5 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Üç nokta eğme değeri açısından ise Al'nin %5 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Al'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından, %5 yüzdede istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Porozite değerleri açısından kontrol grubuyla kıyaslandığında Al ilavesi ile porozite değerleri bütün yüzdelerde azalmaktadır. Su emme değerleri Al'nin tüm yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. SEM görüntüleri bu bulguları doğrulamaktadır.

Şekil 4-94'de %5 Cu grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde Al görüntüleriyle benzer küre şeklindeki ve farklı büyüklüklerdeki Cu tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı ve kesit alanına bağlı Cu tozlarındaki kopmalar görülmektedir. ×500 büyütmede ise Cu tozlarının PMMA matriks içerisindeki dağılımı daha net görülmektedir. ×1500 büyütmede görüldüğü gibi küre şeklindeki Cu tozları ile PMMA arasında net bir entegrasyon sağlanabilmiştir. Cu'nun %5 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Üç nokta eğme değeri açısından Cu'nun %5 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Cu'nun her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Cu ilavesi, %5 yüzdede anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. Porozite ve su emme değerleri Cu'nun tüm gruplarında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. SEM görüntüleri bu bulguları doğrulamaktadır.

Sehajpal PMMA içerisine Ag, Al ve Cu'yu %5, %10, %15, %20 ve %25 hacimsel oranlarda katarak ısı iletkenliğini incelediği çalışmasında numunelerin mikroskobik incelemesini yapmıştır. Buna göre göre %5'lik yüklemede doldurucular örtüşmediği için yüzeyleri PMMA tarafından yalıtılmış ve iletim için uygun olmamıştır (181). Messersmith çalışmasında sapphire içeren kompozitin kırık yüzeyinin SEM görüntüsüne göre sapphire'in akrilik rezin matris içinde iyi dağıldığını belirtmektedir. Birçok görüntüde komşu whiskerlerin diğerleriyle temasta olduğu ve bunun da muhtemelen yalıtkan polimer matris içerisindeki devamlı yolu oluşturduğu belirtilmektedir (138).

Şekil 4-95'de %5 Mg grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmede Mg tozlarının PMMA içerisinde homojen dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. ×500 büyütmede küre ve benzeri yapıdaki Mg tozları izlenmektedir. Mg tozlarının PMMA ile mükemmel bir entegrasyon sağladığı görülmektedir. ×1500 büyütme de bu bulguyu desteklemektedir. Mg'nin %5 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Üç nokta eğme değerleri açısından Mg'nin %5 yüzdelesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Mg'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Mg ilavesi %5 yüzdede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. Porozite ve su emme değerleri Mg'nin tüm gruplarında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. SEM görüntüleri bu bulguları doğrulamaktadır.

Şekil 4-96'da %5 Ti grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde Ti tozlarının PMMA içerisindeki homojen dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. ×500 büyütmede amorf yapıdaki Ti tozları ve bunların PMMA matriks içersindeki yüksek tutunumları izlenmektedir. ×1500 büyütmede kümelenmiş Ti tozlarının PMMA içerisindeki görüntüsü izlenmekte ve kesit alma işlemi sırasında bu tozların büyük oranda yerleşimlerini koruması PMMA ile yeterli bir entegrasyonun sağlandığını açıklamaktadır. Ti'nin %5 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Üç nokta eğme değeri açısından Mg'nin %5 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Ti'nin her bir

yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Ti ilavesi, %5 yüzdede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. Kontrol grubunun porozite düzeyi ile %5 Ti grubunun porozite düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Su emme değerleri ise Ti'nin bütün yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. SEM görüntüleri bu bulguları desteklemektedir.

Şekil 4-97'de %10 Ag grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde Ag tozlarının PMMA içerisinde homojen dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. ×500 büyütmede düzgün kübik homojen yapıdaki Ag tozları izlenmektedir. ×1500 büyütmede kümelenmiş Ag tozlarının PMMA içerisindeki görüntüsü izlenmekte ve kesit alma işlemi sırasında metal tozu miktarının artışına bağlı kopmalar görülsede bu tozların büyük oranda yerleşimlerini koruması PMMA ile yeterli bir entegrasyonun sağlandığını açıklamaktadır. Ag'nin %10 yüzdede ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Üç nokta eğme değerleri açısından Ag'nin %10 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Ag'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Ag ilavesi %10'luk yüzdede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. Porozite değerleri Ag'nin tüm yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı olarak düşmektedir. Su emme değerleri porozite değerlerindeki değişikliklere paralel bir seyir izlemektedir. SEM görüntüleri bu bulguları doğrulamaktadır.

Şekil 4-98'de %10 Al grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde küre şeklindeki ve farklı büyüklüklerdeki Al tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı kısmen izlenmekte, kesit alanına bağlı lokal poroziteler görülebilmektedir. Bu büyütmelerde görülen kopmalar ve porozite bölgeleri izlenmektedir. ×500 büyütmede ise Al tozlarının PMMA matriks içerisindeki dağılımı daha net görülmektedir. ×500 ve ×1500 büyütmelerde görüldüğü gibi küre şeklindeki Al tozları ile PMMA arasında net bir entegrasyon sağlanabilmiştir. Dağılımdaki kesit alanındaki özellikle ×100 ve ×150 büyütmelerdeki kopma ve porozite yoğunluğuna rağmen genel ve ortalama sonuçlarda %10 Al ilavesinin de yeterli termal iletimi ve mekanik özelleri istatistiksel olarak taşıdığı tesbit edilmiştir. Bunu destekler mahiyette Al'nin %10 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak

anlamlı düzeyde yüksektir. Üç nokta eğme değerleri açısından Al'nin %10 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Al'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Al ilavesi %10'luk yüzdede yoğunluk açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturmamaktadır. Porozite değerleri açısından kontrol grubuyla kıyaslandığında Al ilavesi ile porozite değerleri bütün yüzdelerde azalmaktadır. Su emme değerleri Al'nin tüm yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir.

Şekil 4-99'da %10 Cu grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde Al görüntüleriyle benzer küre şeklindeki ve farklı büyüklüklerdeki Cu tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı ve Cu tozlarındaki kopmalar görülmektedir. ×500 büyütmede ise Cu tozlarının PMMA matriks içerisindeki dağılımı daha net izlenmektedir. ×1500 büyütmede görüldüğü gibi küre şeklindeki Cu tozları ile PMMA arasında net bir entegrasyon sağlanabilmiştir. Bulguların istatistiksel değerlendirmesinde %10 Cu grubunun yeterli termal ve mekanik özellikleri kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak koruduğu tesbit edilmiştir, şöyleki Cu'nun %10 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Üç nokta eğme değerleri açısından Cu'nun %10 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Cu'nun her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Cu %10'luk yüzdede anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. Porozite ve su emme değerleri Cu'nun tüm gruplarında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir.

Şekil 4-100'de %10 Mg grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmede Mg tozlarının PMMA içerisinde homojen dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. ×500 büyütmede küre ve benzeri yapıdaki Mg tozları izlenmektedir. Mg tozlarının PMMA ile mükemmel bir entegrasyon sağladığı görülmektedir. ×1500 büyütme de bu bulguyu desteklemektedir. Mg ve PMMA arasındaki entegrasyonun sonucu olarak kesite bağlı kopmalarda PMMA ve Mg ayrımı net olarak ayrıştırılamamaktadır. Bulguların istatistiksel değerlendirmesinde %10 Mg grubunun yeterli termal ve mekanik özellikleri kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak koruduğu tesbit edilmiştir. Sonuçta Mg'nin %10 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı

düzeyde yüksek bulunmuştur. Üç nokta eğme değerleri açısından Mg'nin %10 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık yoktur. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Mg'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Mg ilavesi %10'luk yüzdede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. Porozite ve su emme değerleri Mg'nin tüm gruplarında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir.

Şekil 4-101'de %10 Ti grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde Ti tozlarının PMMA içerisindeki homojen dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. ×500 büyütmede amorf yapıdaki Ti tozları ve bunların PMMA matriks içersindeki yüksek tutunumları ile kesit alanındaki kısmi kopmalar izlenmektedir. ×1500 büyütmede kümelenmiş Ti tozlarının PMMA içerisindeki görüntüsü ve PMMA ile yeterli bir entegrasyonun sağlandığını görülmektedir. Ti'nin %10 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Üç nokta eğme değerleri açısından Mg'nin %10 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Ti'nin her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Ti ilavesi %10'luk yüzdede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. Su emme değerleri Ti'nin bütün yüzdelerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir. SEM görüntüleri bu bulguları desteklemektedir.

Şekil 4-102'de %15 Ag grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde Ag'nin %5 ve %10 yüzdeli gruplarında olduğu gibi PMMA içerisinde homojen dağılımı görülmektedir. %10 yüzdeli gruba göre Ag tozu miktarındaki artış belirgindir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. Ancak kontrol grubu dikkate alınmaksızın %10 ve %15 yüzdeli Ag grupları birbiriyle kıyaslandığında ısı iletkenlik katsayıları arasında istatistiksel anlamlı bir fark bulunmamaktadır. ×500 büyütmede düzgün kübik homojen yapıdaki Ag tozları izlenmektedir. ×1500 büyütmede kümelenmiş Ag tozlarının PMMA içerisindeki görüntüsü izlenmekte ve kesit alma işlemi sırasında metal tozu miktarının artışına bağlı kopmalar görülsede bu tozların büyük oranda yerleşimlerini koruması PMMA ile yeterli bir entegrasyonun sağlandığını açıklamaktadır. Ancak %15 hacimsel oranli Ag tozu üç nokta eğme değerlerinde kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak azalma

göstermiştir. SEM görüntülerinde PMMA matriks içersinde Ag yoğunluğundaki artışın bu yüzdeden itibaren PMMA'ın mekanik özelliklerini zayıflattığı görülmüştür. Bu durumun önüne geçebilmek için daha ileri tekniklerle PMMA ve Ag tozu dağılımının geliştirilmesi bu yüzdenin de kullanımını sağlayabilecektir.

Şekil 4-103'de %15 Al grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde küre şeklindeki ve farklı büyüklüklerdeki Al tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı kısmen izlenmekte, kesit alanına bağlı kesitin sol alt bölümünde düzgün kesitin üst bölümünde ise lokal poroziteler görülebilmektedir. ×1500 büyütmede kopmuş Al tozlarından kalan krater şeklindeki alanlarda Al taneciklerinin PMMA ile tutunmada önemli rol oynayan yüzey pürüzlülükleri net olarak görülmektedir. Ancak %15 hacimsel oranli Al tozu üç nokta eğme değerlerinde kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak azalma göstermiştir. SEM görüntülerinde PMMA matriks içersinde Al yoğunluğundaki artışın bu yüzdeden itibaren PMMA'ın mekanik özelliklerini zayıflattığı görülmüştür. Bu durumun önüne geçebilmek için daha ileri tekniklerle PMMA ve Al tozu dağılımının geliştirilmesi düşünülmelidir.

Şekil 4-104'de %15 Cu grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde küre şeklindeki ve farklı büyüklüklerdeki Cu tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı ve Cu tozlarındaki kopmalar görülmektedir. Cu tozlarının homojen dağılımının ısı iletimini sağladığı düşünülmektedir. ×500 büyütmede ise Cu tozlarının PMMA matriks içerisindeki eşit uzaklıklı ve homojen dağılımı daha net izlenmektedir. ×1500 büyütmede görüldüğü gibi küre şeklindeki Cu tozları ile PMMA arasında net bir entegrasyon sağlanabilmiştir. Bulguların istatistiksel değerlendirmesinde %15 Cu grubunun yeterli termal ve mekanik özellikleri kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak koruduğu tesbit edilmiştir, şöyleki Cu'nun %15 yüzdesinde ısı iletkenlik katsayısı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Üç nokta eğme değerleri açısından Cu'nun %15 yüzdesinde kontrol gurubuyla kıyaslandığında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Sertlik değerleri açısından kontrol grubu ile Cu'nun her bir yüzdesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Yoğunluk açısından Cu ilavesi SEM görüntülerinde de belirgin olan hacimsel Cu artışına bağlı yoğunlukta artışa sebep olmaktadır. Porozite ve su emme değerleri Cu'nun tüm gruplarında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmektedir.

Şekil 4-105'de %15 Mg grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmede Mg tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. Nitekim istatistiksel değerlendirmede %15 Mg grubunun ısı iletkenliği %10 Mg grubuna göre anlamlı olarak artmaktadır. ×500 ve ×1500 büyütmede PMMA matriks içinde küre ve benzeri yapıdaki Mg tozları izlenmektedir. Ancak %15 hacimsel oranli Mg tozu üç nokta eğme değerlerinde kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak azalma göstermiştir. SEM görüntülerinde PMMA matriks içersinde Al yoğunluğundaki artışın bu yüzdeden itibaren PMMA'ın mekanik özelliklerini zayıflattığı görülmüştür. ×1500 büyütmede görülen PMMA ile MG entegrasyonunun metal tozunun artışına bağlı azalması buna etken olarak gösterilebilir.

Şekil 4-106'da %15 Ti grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde Ti tozlarının PMMA içerisindeki dağılımı görülmektedir. Bu dağılım ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmaktadır. Ancak bu durum %10 Ti grubuyla kıyaslandığında istatiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. ×500 ve ×1500 büyütmelerde amorf yapıdaki Ti tozları ve bunların PMMA matriks içersindeki kümelenmiş tutunumları görülmektedir. Metal tozunun artışıyla paralel artan bu kümelenmeler üç nokta eğme değerlerinde kompozit materyali zayıflatmaktadır, bunun önüne geçebilmek için ileri karıştırma teknikleri ile materyalin homojen dağılımı sağlanmalıdır.

Şekil 4-107'de %20 Ag grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 büyütmede Ag tozunun bir bölümünün PMMA matriks içerisinde homojen dağılamamış görüntüsü görülmektedir. Bu durum ısı iletkenliğini arttırmakla ve ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşturmakla beraber üç nokta eğme değerlerini azaltmaktadır. ×150, ×500 ve ×1500 büyütmelerde Ag miktarındaki artış izlenebilmektedir.

Şekil 4-108'de %20 Al grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100 ve ×150 büyütmelerde görülen Al tozunun hacimsel artışı ısı iletkenliğini anlamlı olarak arttırmakla beraber üç nokta eğme değerlerini azaltmaktadır. ×500 ve ×1500 büyütmelerde Al tozunun PMMA matriksle entegrasyonunun sağlandığı görülmektedir.

Şekil 4-109'da %20 Cu grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. ×100, ×150 ve ×500 büyütmelerde kesit alanında Cu tozlarındaki kopmalar görülebilmektedir. ×1500 büyütmede görülen başarılı Cu-PMMA entegrasyonunun diğer büyütmelerde kesit alanında kopmaların artmasıyla sonuçlanması mekanik özellikleri zayıflattığının

sonucudur. Isı iletkenliği artmakla ve ısı iletkenliği için devamlı iletim yolları oluşmakla beraber üç nokta eğme değerleri azalmaktadır. Grupların tartışılmasında anlatıldığı gibi materyalin ve dağılımının geliştirilmesi önerilmektedir.

Şekil 4-110'de %20 Mg grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. Tüm büyütmelerde özellikle ×100 ve ×150 büyütmelerde görülen yer yer kümelenmeler olsa da Mg partiküllerinin PMMA matriks içerisinde homojen olarak dağıldığıdır, ancak Mg tozu oranının PMMA'ın doygunluk sınırını aştığı fark edilmektedir. Artmış Mg oranı ısı iletkenliğini anlamlı düzeyde arttırsada kompozit materyalin mekanik özelliklerini azaltmaktadır.

Şekil 4-111'de %20 Ti grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. Tüm büyütmelerde özellikle ×500 ve ×1500 büyütmelerde görülen kümelenmeler dikkat çekicidir. Metal tozu miktarının artışına bağlı entegrasyonda azalmalar görülmektedir. %15 Ti grubu ile arasında ısı iletkenliği açısından anlamlı bir farklılık bulunmazken kontrol grubuyla kıyasla üç nokta eğme değerlerindeki azalma belirgindir. SEM görüntüleri de bu durumu doğrulamaktadır.

Şekil 4-112'de %25 Ag grubunun, Şekil 4-113'de %25 Al grubunun, Şekil 4-114'de %25 Cu grubunun, Şekil 4-115'de %25 Mg grubunun ve Şekil 4-116'da %25 Ti grubunun SEM görüntüleri görülmektedir. Grupların genelinde hacimsel olarak %25 metal tozu yüzdesinin PMMA matriks içerisinde devamlı iletim yolları vasıtasıyla ısı iletkenliği değerlerini arttırdığı ancak materyalin mekanik özelliklerini zayıflattığı tesbit edilmiştir.

Gelecekteki çalışmalarda poli metal metakrilat protez kaide maddelerinin bu çalışmada kullanılan maddeler ve yüzde ilaveleriyle renk stabilitesi, reolojik özellikleri, artık monomer ve biyouyumluluk özellikleri gibi özelliklerinin araştırılması ve daha gelişmiş karıştırma yöntemleri kullanılarak metal tozlarının poli metal metakrilat içerisinde daha homojen dağılımının sağlanması amaçlanmaktadır.

6. SONUÇLAR

Bu araştırmamızdan çıkan sonuçlar;

• Poli metil metakrilat protez kaide polimerine hacimsel olarak %5, %10, %15, %20 ve %25 oranlarda gümüş, bakır, alüminyum, titanyum ve magnezyum tozlarının ilavesi ısı iletkenliği katsayısı değerlerini istatistiksel anlamlı olarak arttırmaktadır. Bu artış metal tozu yüzdesinin artışı ile doğru orantılıdır.

• Eğme dayanımı değerlerinde gümüş, magnezyum, titanyum ve alüminyum'un %5 ve %10 luk grupları, bakır'ın ise %5, %10 ve %15 lik grupları ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken daha yüksek yüzdeli gruplarda eğme dayanımı değerleri azalmaktadır.

• Sertlik değerlerinde grupların tamamı ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

• Yoğunluk değerlerinde kullanılan tüm metallerin %5 ve %10 luk grupları ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, daha yüksek yüzdelerde yoğunluk istatistiksel anlamlı düzeyde artmaktadır.

• Porozite değerleri tüm metal ilaveli gruplarda kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalmaktadır.

• Su emme değerleri tüm metal ilaveli gruplarda kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalmaktadır.

• SEM görüntüleri %5, %10 ve %15'lik gruplarda kullanılan tüm metallerin PMMA içerisinde homojen bir şekilde dağıldığını ve iki madde arasında iyi bir birleşme olduğunu göstermektedir.

• Poli metil metakrilat protez kaide polimerine hacimsel olarak %5 veya %10 oranlarında gümüş, bakır, aluminyum, titanyum veya magnezyum tozlarının ilavesi ile elde edilen homojen maddenin ısı iletkenliği değeri istatistiksel anlamlı olarak artarken, bükülme dayanımı, sertlik ve yoğunluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmamakta, porozite ve su emme değerleri de istatiksel olarak anlamlı düzeyde azalmaktadır.

KAYNAKLAR

1) Al Doori D, Hugget R, Bates JF, Brooks SC. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent Mater* 1988*;* **4**: 25-32.

2) Amin WM, Fletcher AM, Ritchie GM. The nature of interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. *J Dent* 1981; **9**: 336-46.

3) Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1988; **60**: 394-398.

4) ANSI/ADA Specification No.12, 1999: Denture Base Polymers.

5) ASTM E1530-06, Standard test method for evaluating the resistance to thermal transmission of materials by guarded heat flow meter technique.

6) Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials.* Philadelphia: W.B. Saunders; 2006.

7) Anusavice KJ. Philips's Science of Dental Materials. Icinde Rawls HR, editor. *Dental Polymers*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2006. pp. 143-166.

8) Arab J, Newton JP, Lloyd CH. The importance of water temperature in denture cleaning procedures. *J Dent* 1988; **16**: 277-281.

9) Arab J, Newton JP, Lloyd CH. The effect of an elevated level of residual monomer on the whitening of a denture base and its physical properties. J *Dent* 1989; **17**: 189–194.

10) ASTM D5930-01, Standard test method for thermal conductivity of plastics by means of a transient line-source technique.

11) Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent* 1962; **1**: 441-450.

12) Austin AT, Basker RM. The level of residual monomer in acrylic denture base materials. *Br Dent J* 1980; **149**: 281-286.

13) Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture bases. The effects of varying short curing cycles. *Br Dent J* 1982; **153**: 424–426.

14) Aydın AK, Terzioğlu H, Akınay AE, Ulubayram K, Hasırcı N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture base resin. *Dent Mater* 1999; **15**: 211-218.

15) Ayo-Yusuf OA, Reddy PS, Van den Borne BW. Adolescents' sense of coherence and smoking as longitudinal predictors of self-reported gingivitis. *J Clin Periodontol* 2008; **35**: 931–937.

16) Baemmert RJ, Lang BR, Barco Jr MT, Billy EJ. The Effects of Denture Teeth on the Dimensional accuracy of Acrylic Resin Denture Bases. *Int J Prosthodont* 1990; **3**: 528–537.

17) Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990; **69**: 1791-1799.

18) Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar N. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J Oral Rehabil* 2000; **27**: 488-493.

19) Batchelor RF. Transverse test for non-metallic denture base materials. A modified and improved method. *Br Dent J* 1969; **126**: 30-31.

20) Bates JF, Huggett R. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent* 1980; **8**: 292-299.

21) Bates JF, Stafford GD, Hugget R, Handly RW. Current status of pour type denture base resins. *J Dent* 1977; **5**: 177-189.

22) Bates JF. Recent developments in denture base materials. *J Dent Assoc S Afr* 1973; **28**: 570–574.

23) Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 804-808.

24) Bowman AJ, Manley TR. The elemination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J* 1984; **156**: 87-89.

25) Braden M, Wright PS. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent Res* 1983; **62**: 764-768.

26) Braden M, Clarke RL, Nicholson J, Parker S. *Polymeric Dental Materials*, Heidelberg: Springer-Verlag; 1997.

27) Braden M, Davy KWM, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methylmethacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. *Br Dent J* 1988; **164**: 109-113.

28) Braden M. Water absorbtion by dental acrylic resins. *Br Dent J* 1964; **15**: 7–10.

29) Braden M. The absorption of water by acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1964; **14**: 307–316.

30) Brassell GW, Wischmann WB. Mechanical and thermal expansion properties of particulate filled polymer. *J Mater Sci* 1974; **9**: 307-314.

31) Calhoun KH, Gibson B, Hartley L, Minton J, Hokanson JA. Age-related changes in oral sensation. *Laryngoscope* 1992; **102**: 109–116.

32) Callister WD. Characteristics, application, and processing of polymers. Icında William D, editor. *Materials science and engineering: An introduction.* 2nd ed. New York: John Wiley; 1991. pp. 485-527.

33) Clarke RL. Dynamic mechanical thermal analysis of denture polymers. I. Heat-cured poly(methyl methacrylate)-based materials. *Biomaterials* 1989; **10**: 494–498.

34) Cornell JA, Tucker JL, Powe CM. Physical properties of denture base materials. *J Prosthet Dent* 1962; **10**: 516–524.

35) Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Assoc* 1961; **63**: 382-390.

36) Craig RG. *Prosthetic Applications of Polymers. Restorative Dental Materials.* St Louis: Mosby-Yearbook Inc; 1997.

37) Craig RG. *Resrtorative dental materials.* St. Louis: CV Mosby Co; 1989.

38) Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials. Properties and Manipulation.* St. Louis: Mosby; 2000.

39) Cucci MAL, Vergani CE, Giampaolo ET, Ferreira Afonso da Silveira MC. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolimerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1998, **80**: 434–8.

40) Chauncey HH, Shannon IL. Parotid gland secretion rate as a method for measuring response to gustatory stimuli in humans. *Proc Soc Exp Biol Med* 1960; **103**: 459-463.

41) Christensen EE, Curry TS, Nunnaly J. *An introduction to physics of diagnostic radiology*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1973.

42) Cimpan MR, Matre R, Cressey LI. The effect of heat and auto-polymerized denture base polymers on clonogenicity, apopotosis, and necrosis in fibroblasts: Denture base polymers induce apopotosis and necrosis. *Acta Odontol Scand* 2000; **58**: 217-228.

43) Çalıkkocaoğlu S. *Tam Protezler*. İstanbul: Teknografik; 1998.

44) DaBreo EL, Herman P. A new method of measuring dimentional change. *J Prosthet Dent* 1991; **65**: 718–722.

45) Dawson A, Rides M, Allen CRG, Urquhart JM. Polymer–mould interface heat transfer coefficient measurements for polymer processing. *Polymer Testing* 2008; **27:** 555–565.

46) Dawson A, Rides M, Nottay J. The effect of pressure on the thermal conductivity of polymer melts. *Polymer Testing* 2006; **25:** 268–275.

47) De Clerk JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; **57**: 650-658.

48) Delmonte J. *Metal filled plastics*. New York: Reinhold Publishing Corp; 1961.

49) Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B, Boztug A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dent Mater J* 2007; **6**: 232-239.

50) Donovan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *J Prosthet Dent* 1985; **54**: 522-524.

51) Dos Santos WN. Thermal properties of polymers by nonsteady-state techniques, *Polymer Testing* 2007; **26:** 556–566.

52) Dunn JG. Aplication of thermal analysis to polymer studies. Stanton Redcroft; Technical information sheet No. 102.

53) Economou PN, Fisher TE, Lemons J, Castleberry DJ. Bond strength of biomateiral acrylic resin combinations. *J Prosthet Dent* 1980; **44**: 604-607.

54) Eick JD, Craig RD, Peyton FA. Properties of resilient denture liners in simulated mouth conditions. *J Prosthet Dent* 1962; **12**: 1043-1052.

55) Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 485-490.

56) Ellakwa E, Morsy MA, El-Sheikh AM. Effect of Aluminum Oxide Addition on the Flexural Strength and Thermal Diffusivity of Heat-Polymerized Acrylic Resin. *J Prosthodont* 2008; **17**: 439–444.

57) Engelen L, Prinz JF, Bosman F. The influence of density and material on oral perception of ball size with and without palatal coverage. *Arch Oral Biol* 2002; **47**: 197–201.

58) Floystrand F, Karlsen K, Saxegaard E. Effects on retention of reducing the palatal coverage of complete maxillary dentures. *Acta Odontol Scand* 1986; **44**: 77–83.

59) Fucci D, Petrosino L, Harris D, Randolph-Tyler E. Effects of aging on responses to suprathreshold lingual vibrotactile stimulation. *Percept Mot Skills* 1987; **64**: 683–694.

60) Furuya-Yoshinaka M, Yoshinaka M, Isogai F, Maeda Y. Influence of an experimental palatal plate on thermal perception. *J Prosthodont Res* 2009; **53:** 193–196.

61) Gale MS, Darvel BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; **27**: 89–99.

62) Gallagher PK. Thermoanalytical instrumentation, techniques, and Methodology. Icında Turi EA, editor. *Thermal Characterization of Polymeric Materials*. 2nd ed. California: Academic Press; 1997. pp. 116–121.

63) Grant AA, Greener EH. Whisker reinforcement of polymethylmethacrylate denture base resins. *Aust Dent J* 1967; **12**: 29-33.

64) Green BG, Frankmann SP. The effect of cooling on the perception of carbohydrate and intensive sweeteners. *Physiol Behav* 1988; **43**: 515-519.

65) Green BG. Oral perception of the temperature of liquids. *Percept Psychophys* 1986; **39**: 19–24.

66) Green BG, Akirav C. Individual differences in temperature perception: evidence of common processing of sensation intensity of warmth and cold. *Somatosens Mot Res* 2007; **24**: 71–84.

67) Green BG. Thermal perception on lingual and labial skin. *Percept Psychophys* 1984; **36**: 209–20.

68) Green BG, Dalton P, Cowart B, Shaffer G, Rankin K, Higgins J. Evaluating the 'Labeled Magnitude Scale' for measuring sensations of taste and smell. *Chem Senses* 1996; **21**: 323–334

69) Gustafsson SE. Transient plane source techniques for thermal conductivity and thermal diffusivity measurements of solid materials. *Rev Sc. Instrum* 1991; **62:** 797–804.

70) Halperin AR. The cast aluminum denture base. Part I: rationale. *J Prosthet Dent* 1980; **43**: 605-10.

71) Hansen D, Tomkiewicz R. Heat conduction in metal filled polymers: the role of particle size, shape, and oriantation. *Polymer Eng Sci* 1975; **14**: 353-356.

72) Hardy JD, Oppel TW. Studies in temperature sensation. The sensitivity of the body to heat and the spatial summation of the end organ responses. *J Clin Invest* 1937; **16**: 533–540.

73) Hargreaves AS. The prevalance of fractured dentures. *Br Dent J* 1969; **20**: 451-455.

74) Harrison A, Hugget R., Zissis A. Measurements of Dimentional accuracy Using Linear and Scanning Profile Techniques. *Int J Prosthodont* 1992; **5**: 68–72.

75) Hashimoto T. *Data Book of Thermal Diffusivity of Polymers*. Tokyo: Youte; 1994.

76) Hay B, Filtz JR, Hameury J, Rongione L. Uncertainty of thermal diffusivity measurements by laser flash method. *Int J Thermophys* 2005; **26:** 1883–1898.

77) Hayakawa I, Kawae M, Tsuji Y, Masuhara E. Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. *J Prosthet Dent* 1984; **51**: 310-313.

78) Henderson D, Steffel VL. *McCracken's Removable Partial Prosthodontics.* 6th ed. St Louis: Mosby; 1981.

79) Hensel H. The physiology of thermoreception. *Ergebn Physiol* 1952; **47**: 166–168.

80) Hensten-Pettersen A, Wictorin L. The cytotoxic effect of denture base polymers. *Acta Odontol Scand* 1981; **39**: 101-106.

81) Hirano K, Hirano S, Hayakawa I. The role of oral sensorimotor function in masticatory ability. *J Oral Rehabil* 2004; **31**: 199–205.

82) Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 510-517.

83) Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The use of thermomechanical analysis in the measurement of the glass transition temperature of acrylic resin denture base polymers. *Lab Pract* 1984; **33:** 76–78.

84) Huggett R, Brooks SC, Campbell AM, Satguranathan R, Bell GA. Evaluation of analytical techniques for measurement of denture base acrylic glass-transition temperature. *Dent Mater* 1990; **6**: 17–19.

85) Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 1992; **68**: 634–640.

86) Huggett R, Brooks C, Bates F. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrrylic resin denture base materials. *QDT* 1984; **8**: 81-87.

87) Hugget R, Brooks C, Bates JF. The effect of different curing cycles on levels of residual monomer in acrylic resin denture base materials. *QDT* 1984; **8**: 365–371.

88) Huggett R, Brooks S, Bates JF. Which curing cycle is best. *Dent Technician Tech Suppl J* 1985; **38**: 11–16.

89) Hull D. *An introduction to composite materials*. 1st ed. London: University Press Cambridge; 1981. pp. 1-7.

90) Ikebe K, Amemiya M, Morii K, Matsuda K, Furuya-Yoshinaka M, Yoshinaka M. Association between oral stereognostic ability and masticatory performance in aged complete denture wearers. *Int J Prosthodont* 2007; **20**: 245–50.

91) Ilbay SG, Guvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabıl* 1994*;* **21**: 103-109.

92) International Organization for Standardization. *Dentistry-Denture Base Polymers*, Geneva: ISO 1567, 1999.

93) ISO/DIS 22007-4, Plastics – Determination of thermal conductivity and thermal diffusivity – Part 4: Laser flash method.

94) ISO/DIS 22007-3, Plastics – Determination of thermal conductivity and thermal diffusivity – Part 3: Temperature wave analysis method.

95) ISO 8302:1991, Thermal insulation – Determination of steady-state thermal resistance and related properties – Guarded hot plate apparatus.

96) ISO/DIS 22007-1, Plastics – Determination of thermal conductivity and thermal diffusivity – Part 1: General principles.

97) ISO/DIS 22007-2, Plastics – Determination of thermal conductivity and thermal diffusivity – Part 2: Transient plane source method.

98) Jacobsen JE, Chaı Chang J, Kerı PP, Watanabe LG. Bond strength of 4 Meta acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1988; **60**: 570–576.

99) Jagger DC, Harrison A. The fractured denture solving the problem. *J Primary Dent* 1998; **5**: 159-162.

100) Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; **26**: 185-194.

101) Jagger DC, Alshumailin YR, Harrison A, Rees JS. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on the transvers strength of repaired heat-cured acrylic resin. *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 903-908.

102) Jagger DC, Harrison A, Jagger R, Milward P. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 231-235.

103) Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of "high strength" denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 2002; **29**: 263-267.

104) Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. *J Oral Rehabil* 1978; **5**: 151-157.

105) Jagger R.G, Huggett R. The effect of cross-linking on sorption properties of a denture base material. *Dent Mater* 1990; **6**: 276–278.

106) Jagger R.G, Okdeh A. Thermoforming polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1995; **74**: 542–545.

107) Jagger RG, Milward PJ, Jagger DC, Vowles RW. Accuracy of adaptation of thermoformed poly(methyl methacrylate). *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 364–368.

108) Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. *J Prosthet Dent* 2003; **90**: 190–193.

109) Kaiba Y, Hirano S, Hayakawa I. Palatal coverage disturbance in masticatory function. *J Med Dent Sci* 2006; **53**: 1–6.

110) Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer. *Dent Mater J* 2004; **20**: 709-716.

111) Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strenght of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; **16**: 150-158.

112) Kapur KK, Fischer EE. Effect of denture base thermal conductivity on gustatory response. *J Prosthet Dent* 1981; **46**: 603-609.

113) Karacaer O, Doğan OM, Tinçer T, Doğan A. Reinforcement of maxillary dentures with silane-treated ultra high modulus polyethylene fibers. *J Oral Sci* 2001; **43**: 103-107.

114) Katz H, Milewski JV. *Hand book on fillers and reinforcement for plastics*. New York: Van Nostrand Reinhold Co; 1978. pp. 193-205.

115) Kawahara H, Yamagami A, Nakamura M Jr. Biological testing of dental materials by means of tissue culture. *Int Dent J* 1968; **18**: 443-67.

116) Kazanji MNM, Watkinson AC. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. *J Prosthet Dent* 1988; **59**: 677-680.

117) Kelly E. Fatigue failure in denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1969; **21**: 257-66.

118) Khan Z, Von Fraunhofer JA, Razavi R. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent* 1987; **57**: 384-386.

119) Kiat-Amnuay S, Mekayarajjanannonth T, Cron CC, Khan Z, Gettleman L. Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained, overdentures with retention from a resilient liner. *J Prosthet Dent* 1999; **8**: 242-245.

120) Kimura H, Teraoka F. On the microwave polymerization method by the developed flask. *QDT* 1984; **9**: 729-737.

121) Komiyama O, Kawara M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. *J Prosthet Dent* 1998; **79**: 175–181.

122) Kostoulas I, Kavura VT, Polyzois GL. Fracture force, deflection, and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *J Prosthodont* 2007; **15**: 215-221.

123) Kumamoto Y, Kaiba Y, Imamura S, Minakuchi S. Influence of palatal coverage on oral function-oral stereognostic ability and masticatory efficiency. *J Prosthodont Res*. 2010; **54**: 92-96.

124) Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent* 1983; **11**: 80-88.

125) Lamb DJ, Ellis B, Priestly D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 1982; **3**: 155–159.

126) Landon G, Lewis G, Boden GF. The influence of particle size on the tensile strength of particulate filled polymer. *J Mater Sci* 1977; **12**: 1605-1613.

127) Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989*;* **61**: 381-383.

128) Li L, Chung DD. Thermally conducting polymer matrix composites containing both AlN particles and SiC whiskers. *J Electronic Mater* 1994; **23**: 557-64.

129) Lobo H, Cohen C. Polymer Testing. *Polym Eng* Sci 1990; **130:** 65-72.

130) Lobo H. Intercomparison report – private communication. Polymer Testing. *Polym Eng* Sci 1990; **130**: 90-95.

131) Lorton L, Phillips RW. Heat – released stress in acrylic dentures. *J Prosthet Dent* 1979; **42**: 23–26.

132) Lundquist DO. An aluminum alloy as a denture base material. *J Prosthet Dent* 1963; **13**: 102-110.

133) Machado C, Sanchez E, Azer S, Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent* 2007; **35**: 930-933.

134) Margarida R, Hardy JD, Hammwl HT. Measurement of the thermal pain threshold of the hard palate. *J Appl Physiol* 1962; **17**: 338–342.

135) McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. *J Oral Rehabil* 1980; **7**: 235–243.

136) Memon MS, Yunus N, Razak AA. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int J Prosthodont* 2001*;* **14**: 214-218.

137) Meng RT, Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. *J Contemp Dent* Pract 2005*;* **6**: 93-100.

138) Messersmith B, Obrez A, Lindberg S. New acrylic resin composite with improved thermal diffusivity, *J Prosthet Dent* 1998; **79**: 278-284.

139) Millar BJ, Nesbit M, Davies BR. Temperature increase during removal of incisal extensions on resin – bonded castings. *J Prosthet Dent* 1995; **73**: 123–125.

140) Moore FD. Organic or metal bases for dentures. *J Prosthet Dent* 1967; **17**: 227-31.

141) Morikawa J, Tan J, Hashimoto T. *Polymer* 1995; **36**: 39-44.

142) Morikawa J, Leong C, Hashimoto T*J. Appl Phys* 2008; **103**: 522-563.

143) Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985; **19**: 655-658.

144) Mutlu G, Harrison A, Huggett RA. History of denture base materials. *QDT 1989;* **13**: 145-151.

145) Mutlu G, Hugget R, Harrison A. Factors that affect the rheologic properties of acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 186–191.

146) Nakamura M, Kurihara K. Temperature dependence of amiloride-sensitive and insensitive components of rat taste nerve response to NaCl. *Brain Res* 1988; **15**: 159-164.

147) Nakamura M, Kurihara K. Differential temperature dependence of taste nerve responses to various taste stimuli in dogs and rats. *Am J Physiol* 1991; **261**: 1402-1408.

148) Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and moduolus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005; **21**: 421-428.

149) Nishii M. Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ* 1968; **2**: 23-40.

150) O'Brien WJ. *Dental Materials and their selection.* Kanada: *Quintessence* Publishing Co; 2002.

151) Oku J. Impact properties of acrylic denture base resins. II. Effect of temperature and residual monomer on impact characteristics. *Dent Mater* 1989; **8**: 186-193.

152) Osborne J. Investigations into the properties of acrylic resin denture bases. *Br Dent J* 1942; **10**: 102-109.

153) Osborne J. Internal strains in acrylic denture base materials. *Br Dent J* 1947; **16**: 204–212.

154) Penn E, Renner RP. A comprehensive review of VLC resin in removable prosthodontics. *QDT* 1993; **16**: 107-118.

155) Peyton FA, Shiere BA, Delgado VP. Some comparisons of self-curing and heat-curing denture resins. *J Prosthet Dent* 1953; **3**: 332–338.

156) Power F, Craig R, Wataha J. *Dental Materials, Properties and Manipulation.* 8th ed. St Louis: Mosby; 2003.

157) Phillips RW. *Skinners' science of dental materials*. 8th ed. Philadelphia: WB Saunders Co; 1982. pp. 53-54, 224-226.

158) Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA, Jones RE. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *J Prosthodont* 2004; **13**: 17-27.

159) Price C.A. The effect of cross-linking agents on the impact resistance of a linear poly (methyl methacrylate) denture base polymer. *J Dent Res* 1986; **65**: 987–992.

160) Primack JE. Radiopaque denture materials. *J Prosthet Dent* 1972; **28**: 363-368.

161) Pronych GJ, Sutow EJ, Sykora O. Dimensional stability and dehidration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins. *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 1157–1161.

162) Pryor WJ. Injection moulding of plastics for dentures. *J Am Dent Assoc* 1942; **29***:* 140-148.

163) Pryor WJ. Internal strains in denture base materials. J Am *Dent Assoc* 1943; **30**: 1382–1389.

164) Rahn AO, Heartwell CM. Denture insertion. Icinde Rahn AO, editor. *Textbook of complete dentures*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1993. pp. 387-401.

165) Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int* 1985; **16**: 547-551.

166) Rides M, Morikawa J, Halldahl L, Hay B, Lobo H, Dawson A ve ark. Intercomparison of thermal conductivity and thermal diffusivity methods for plastics. *Polymer Testing* 2009; **28:** 480–489.

167) Ristic B, Carr L. Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. *J Prosthet Dent* 1987; **58**: 689–693.

168) Rodford RA. The development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent Res* 1986; **14**: 214-217.

169) Rodford RA. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent Res* 1990; **18**: 151-157.

170) Rosen SL. Plastics. Icinde Rosen SL, editor. *Fundamental principles of polymeric materials*. 1st ed. New York; John Wiley; 1982. pp. 301-313.

171) Ruffino AR. Effect of stainless steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dent,* 1985; **54**: 75–78.

172) Ruyter IE, Ekstrand K, Bjork N. Development of carbon/graphite fibre reinforced poly(methly methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. *Dent Mater* 1986; **2**: 6-9.

173) Ruyter IE. Release of formaldehyde from denture base polymers. *Acta Odontol Scand*, 1980; **38**: 17-27.

174) Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamada T, Arima T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *J Prosthet Dent* 1994; **72**: 19–22.

175) Sadamori S, Ishii T, Hamada T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. *Int J Prosthodont* 1997; **10**: 35–43.

176) Salim S, Sadamori S, Hamada T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 879-881.

177) Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintessence Int* 1987; **18**: 453-456.

178) Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int* 1991; **22**: 181-186.

179) Saraç YŞ, Saraç D, Güler AU. Farklı polimerizasyon yöntemlerinin kaide akrillerinin transvers dayanıklılığı üzerindeki etkilerinin incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 2001; **11**: 13-16.

180) Schuster GS, Lefebvre CA, Dirksen TR. Relationship between denture base resin cytotoxicity and cell lipid metabolism. *Int J prosthodont* 1995; **8**: 580-586.

181) Sehajpal SB, Sood VK. Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 746-51.

182) Schreiber CK. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1971; **130**: 29-30.

183) Sheldon RR. *Composite polymer materials*. London: Applied Science Publishers; 1982. 3-138.

184) Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989; **2**: 453-458.

185) Sizeland-Coe JW. Cast aluminum alloy. *Br Dent J* 1951; **9**: 263-6.

186) Skirvin DR, Vermilyea SG, Brady RE. Polymethylmethacrylate reinforcement: effect on fatigue failure. *Mil Med* 1982; **147**: 1037-1040.

187) Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *Int J Prosthodont* 1992; **5**: 315-320.

188) Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *Int J Prosthodont* 1992; **5**: 315-320.

189) Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent* 1991; **66**: 310–314.

190) Solomon EGR, Udani TM. A quantitative estimation of residual monomer in heat cure methyl methacrylate denture base resins processed under varying conditions of time and temperature. *J Indian Dent Assoc* 1973:**8**:147–153.

191) Sombatsompop N, Wood AK. Measurement of thermal conductivity of polymers using an improved Lee's disc apparatus. *Polymer Testing* 1997; **16:** 203–223.

192) Stachiw JD. Acrylic resin view port. New York: Marcel Decker Inc; 1982. pp. 40-44.

193) Stafford GD, Handley RW. Transverse bend testing of denture base polymers. *J Dent* 1975; **3**: 251-255.

194) Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998; **79**: 580-584.

195) Stipho HD. Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 546-550.

196) Teraoka F, Nakagawa M, Takahashi J. Adaptation of acrylic dentures reinforced with metal wire. *J Oral Rehabil* 2001*;* **28**: 937-942.

197) Torgalkar AM. Effect of temperature on rheological properties of four dental restorative materials. *J Dent Res* 1973; **52:** 1216–1219.

198) Tuckfield WJ, Worner HK, Guerin BD. Acrylic resins in dentistry. Part II. Their use for denture construction. *Aust Dent J* 1943; **47**: 1–25.

199) Urquhart JM, Brown CS. The effect of uncertainty in heat transfer data on the simulation of polymer processing. NPL Report, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, 2004.

200) Uzun G, Keyf F. Effect of woven, chopped and longitudinal glass fibers reinforcement on the transvers strength of a repaired resin. J *Biomaterial Appl* 2001; **15**: 351-358.

201) Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993*;* **20**: 533–539.

202) Vallittu PK. Acrylic resin fibre composite. Part II: The effect of polymerisation shrinkage of poly methylmethacrylate applied to fibre roving on transverse strength. *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 613–617.

203) Vallittu PK. Comparison of the in vitro fatigue resisitance of an acrylic resin removable partial denture reinforced with continuous glass fibers or metal wires. *J Prosthet Dent,* 1996; **5**: 115-121.

204) Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectonal and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999; **81**: 318-326.

205) Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin fibre composite. Part I: The effect of fibre concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 607–612.

206) Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic glass fiber composite. *Dent Mater 1994;* **10**: 116–121

207) Vallittu PK, Ruyter IE, Büyükyılmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci* 1998; **106**: 588-593.

208) Van Krevelen DW. *Properties of Polymers.* 3rd ed. St. Louis: Elsevier Science; 1997.

209) Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. Philadelphia: Mosby; 2002.

210) Watts DC, Smith R. Thermal diffusivity in finite cylindrical specimens of dental cements. *J Dent Res* 1981; **60**: 1972-1976.

211) Winkler S. Denture base resins. *Dent Clin North Am* 1984; **28**: 287–297.

212) Woelfel JB. Processing complete dentures. *Dent Clin North Am* 1977; **21**: 329–338.

213) Woelfel JB, Paffenbarger GC. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J Amer Dent Assoc* 1959; **59**: 250-260.

214) Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweency WT. Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. *J Amer Dent Assoc* 1962; **65**: 495–505.

215) Wong D, Cheng L, Chow TW, Robert KF. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent* 1999; **81**: 300–304.

216) Yang H, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 74–80.

217) Yau WFE, Cheng YY, Clark RKF, Chow TW. Pressure and temperature changes in heat-cured acrylic resin during processing. *Dent Mater* 2002; **18**: 622–629.

218) Yeung KC, Chow TW, Clark RKF. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. *J Dent* 1995; **23**: 245–253.

219) Yeung KC, Chow TW, Clark RKF. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. *J Dent* 1995; **23**: 245–253.

220) Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig* 2000; **4**: 183-189.

221) Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials. *J Prosthet Dent* 2003; ***90*:** 578-585.

222) Zarb GA, Carlsson G, Bolender C. *Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients.* 8th ed. St Louis: Mosby; 1997.

223) Zarb GA, McGivney GP. Completing the rehabilitation of the patient. Icinde Zarb GA, editor. *Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients*. 11th ed. St.Louis: Mosby; 1997. pp. 358-389.

224) Zhang H, Sone M, Yamamoto H, Ohmori K, Yaka T, Ohkawa S. Influence of experimental palatal plate on mandibular position during continuous phonation of (n). *J Prothodontic Res* 2009; **53**: 38–40.

225) Zellner DA, Stewart WF, Rozin P. Effect of temperature and expectations on liking for beverages. *Physiol Behav* 1988; **44**: 61-68.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	YASİN	**Soyadı**	TÜRK
Doğ.Yeri	İSTANBUL	**Doğ.Tar.**	27.07.1981
Uyruğu	T.C	**TC Kim No**	31393019874
Email	turkyasin@gmail.com	**Tel**	02163689868

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora	İ.Ü.DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ, PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D, TOTAL-PARSİYEL PROTEZ B.D	2010
Yük.Lis.	İ.Ü.DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2004
Lisans	İ.Ü.DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2004
Lise	ÖZEL HEKİMOĞLU LİSESİ	1999

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Doktora Öğrencisi	İ.Ü.Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2004-2010
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**KPDS/ÜDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	89.092	89.990	90.337
ÜDS Puanı		75	

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
MS Office	Çok iyi