

**İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**POLİSİTREN PARÇACIKLARIN  
3 BOYUTLU ELEKTROTLAR KULLANILARAK  
DİELEKTROFOREZ YÖNTEMİYLE YÖNLENDİRİLMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Hatice TURHAN**

**Makina Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Malzeme ve İmalat Yüksek Lisans Programı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Levent TRABZON**

**HAZİRAN 2018**



**İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**POLİSİTREN PARÇACIKLARIN  
3 BOYUTLU ELEKTROTLAR KULLANILARAK  
DİELEKTROFOREZ YÖNTEMİYLE YÖNLENDİRİLMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Hatice TURHAN  
(503151322)**

**Makina Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Malzeme ve İmalat Yüksek Lisans Programı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Levent TRABZON**

**HAZİRAN 2018**



İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 503151322 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Hatice TURHAN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “Polisitren Parçacıkların 3Boyutlu Elektrotlar Kullanılarak Dielektroforez Yöntemiyle Yönlendirilmesi” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

**Tez Danışmanı :** **Prof. Dr. Levent TRABZON** .....  
İstanbul Teknik Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Prof. Dr. Şafak YILMAZ** .....  
İstanbul Teknik Üniversitesi

**Prof. Dr. Erdem ALACA** .....  
Koç Üniversitesi

**Teslim Tarihi** : 4 Mayıs 2018  
**Savunma Tarihi** : 11 Haziran 2018





*Aileme,*





## ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim boyunca beni maddi ve manevi olarak destekleyen aileme, bitmeyen azmi ve desteğiyle yaşadığım tüm zorluklara doğru açılardan bakmamı sağlayan ve her zaman gerekli soruları sorduğu için ilerlememi hızlandıran hocam Levent Trabzon'a, zihinsel olarak yorulduğumda devam etmemi sağlayan dostum Övünç Yazgan'a, İTÜ MEMS laboratuvarındaki tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Haziran 2018

Hatice Turhan  
(İmalat Mühendisi)



## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

ÖNSÖZ .....	vii
İÇİNDEKİLER .....	ix
KISALTMALAR .....	xi
SEMBOLLER .....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET .....	xix
SUMMARY .....	xxi
<b>1. GİRİŞ</b> ....	<b>1</b>
1.1 Literatür Özeti .....	3
1.2 Teori .....	5
1.2.1 Dielektroforez kuvveti .....	6
1.2.2 Hidrodinamik kuvvetler .....	8
<b>2. TASARIM VE MODELLEME</b> .....	<b>9</b>
<b>3. ÜRETİM.</b> .....	<b>13</b>
3.1 Litografi Yöntemi.....	13
3.2 İletken Kompozit Üretimi .....	15
3.3 Çip Hazırlanışı.....	16
<b>4. KARAKTERİZASYON</b> .....	<b>19</b>
4.1 CNT Elektrotların İletkenlik Değeri .....	19
4.2 Polisitren Deneyleri.....	22
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	<b>27</b>
<b>KAYNAKLAR</b> .....	<b>29</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>32</b>



## **KISALTMALAR**

<b>AA</b>	: Alternatif Akım
<b>CM Faktör</b>	: Classius-Mossoti Faktör
<b>CNT</b>	: Karbon nano tüp
<b>DEP</b>	: Dielektroforez
<b>LOC</b>	: Çip Üstü Sistem (Lab on a chip)
<b>nDEP</b>	: Negatif Dielektroforez
<b>pDEP</b>	: Pozitif Dielektroforez
<b>NMP</b>	: Methylprolidin
<b>PDMS</b>	: Polidimetilsiloksan
<b>TBAF</b>	: Tetrabütülamonyumflorid



## SEMBOLLER

$F_{DEP}$  : Dielektroforez Kuvveti

$\nabla E$  : Elektrik Alan Gradyanı

$\epsilon_p$  : Parçacık Permittivitesi

$\epsilon_m$  : Sıvı Permittivitesi







## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

Çizelge 1.1 : DEP cihazlarının sınıflandırılması. ....	4
Çizelge 2.1 : Analiz sonuçları.....	10
Çizelge 4.1 : İletkenlik ölçümü için kullanılan parametreler. ....	20





## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 1.1 : Yıllara göre DEP yayınlarının artışı ve bilim alanlarına göre dağılımı. ....	3
Şekil 1.2 : Mikro kanal içerisindeki temsili parçacık hareketi. ....	5
Şekil 1.3 : a) düzgün elektrik alan altında parçacık hareketi b) düzgün olmayan elektrik alan altında parçacık hareketi. ....	6
Şekil 1.4 : a)elektrik alan altında artan potansiyel enerji ile indüklenmiş elektrik alan yönü ve b)inci dizilimi.....	7
Şekil 1.5 : (a) Kanal içerisinde parçacık üzerine oluşan kuvvetler b) Reynolds sayısı formül ve açıklaması. ....	8
Şekil 2.1 : A, B, C ve D tipi elektrot dizilimi elektriksel potansiyel dağılımı.....	10
Şekil 2.2 : Üretim için hazırlanmış tasarım maske çizimi. ....	12
Şekil 2.3 : Deneylerde kullanılan ve en iyi sonucu veren kanal tasarımı. ....	12
Şekil 2.4 : Kanal üstüne odaklanmış görünüm. ....	12
Şekil 3.1 : 3B iletken kompozit ile üretilmiş DEP tabanlı mikroakışkan çip ...	13
Şekil 3.2 : Standart litografi süreci . ....	14
Şekil 3.3 : PDMS kanal üretimi .....	15
Şekil 3.4 : CNT eklenmiş PDMS hazırlanışı.....	16
Şekil 3.5 : Cama yapıştırılmış PDMS kanalın temsili görüntüsü – PDMS içindeki boşluklar açık mavi ile gösterilmiştir. ....	16
Şekil 3.6 : İçerisine şırınga ile CNTli PDMS gönderilmiş kanal temsili görüntüsü PDMS kanal içerisinde elektrot için ayrılan boş hazne CNT dolduktan sonra siyah renkte görünmektedir. ....	17
Şekil 3.7 : Aşındırılma yapılmayan bir kanal içerisindeki elektrik alan dağılımı ....	17
Şekil 3.8 : Aşındırılmış mikro akışkan kanalın son görüntüsü.....	18
Şekil 3.9 : PDMS kanal içerisine iletken kompozit enjekte edilmesi ve mikroskop görüntüleri a)iletken polimer b)aşındırılmış kanal c)aşındırılmamış kanal d)fazla aşınmış kanal .....	19
Şekil 4.1 : a)ölçüm için eklenmiş bakır teller ve mikro hazneler b) iletken kompozit ve mikro hazneler .....	20
Şekil 4.2 : Soldaki ölçüm yapılan deney düzeneği sağdaki iletkenlik ölçümü alınan numunelerin PDMS-CNT kütle dağılımına göre iletkenlik değerleri grafiği .....	21
Şekil 4.3 : Deney düzeneği .....	22
Şekil 4.4 : Olympus BX51 System Ultraviolet Mikroskop (Olympus Corporation, Tokyo, Japan) .....	23
Şekil 4.5 : Eşzamanlı iki şırınga ile kullanılabilen mikropompa.....	23
Şekil 4.6 : Deney esnasında kullanılan çip ve elektrik bağlantısı ve alternatif akım kaynağı .....	23
Şekil 4.7 : 100 µm üst elektrot ve 50 µm alt elektrot tasarımı tematik gösterimi ....	24
Şekil 4.8 : 9.8 µm ve 3.2 µm parçacıkların kanal içerisindeki nDEP altında yönelimleri .....	25

- Şekil 4.9** : 9.8 µm parçacıkların kanal içerisindeki odaklanmasının incelendiği analiz görüntüsü- 5V 5Mhz alternatif akım-3 µl/dk debi ile yapılan deneylerde ayışma görülmüştür odaklanma düşüktür ..... **25**
- Şekil 4.10** : 9.8 µm parçacıkların kanal içerisindeki odaklanmasının incelendiği analiz görüntüsü- 5V 5Mhz alternatif akım-5 µl/dk debi ile yapılan deneylerde ayışma görülmüştür odaklanma yüksektir ..... **26**



# POLİSİTREN PARÇACIKLARIN 3 BOYUTLU ELEKTROTTLAR KULLANILARAK DİELEKTROFOREZ YÖNTEMİYLE YÖNLENDİRİLMESİ

## ÖZET

Dielektroforez eş dağılımsız elektrik alan altında yalıtkan bir parçacık üstüne etkiyen kuvvetleri açıklayan olgudur. Eş dağılımsız elektrik alan yalıtkan parçacığı kısmı olarak uyarıp kutuplaşmasını sağlar ve oluşan yük durumuna göre parçacık elektrik alanın yüksek ya da düşük olduğu yöne doğru hareket eder. DEP kuvveti oluşması için parçacığın iletken olması değil, yalıtkan ve kutuplanabilir olması gereklidir. Oluşan kuvvetin büyüklüğü yalıtkan ortamın ve parçacığın elektriksel özelliklerine, parçacık şekli ve büyüklüğüne, elektrik alanın frekansına bağlıdır. Uygun koşullar altında biyoparçacıklar mikrosistemler içinde dielektroforez ile yönlendirilebilirler. Alternatif akım dielektroforez ile deiyonize su içerisinde askıya alınmış 9.8 µm boyuttaki polisitren parçacıklarının yönelimini sağlayan polidimetilsiloksan mikro kanal ve CNT katkılı iletken kompozit elektrotlardan oluşan bir mikro akışkan yonga, standart litografi ve mikro fabrikasyon yöntemleri kullanılarak üretildi. Üretilen yonga parçacık süspansiyonu ve deiyonize su pompalanarak elektrod terminallerine 5 MHz frekansta alternatif akım uygulandı. Mikroçip deney öncesi yapılan benzetim hesaplamaları sonucu elde edilen değerlerle uyşur şekilde performans sergiledi. 5 µl/dak akış hızı ile 5 Volt arası akım potansiyellerinde başarılı parçacık ayrıştırılmaları yapıldı. Düşük voltaj ve akış debisi gereksinimi ve küçük boyutları göz önünde bulundurulduğunda üretilen aktif AA dielektroforetik parçacık ayrıştırıcının çalışmak için yüksek akış debisine ihtiya duyan pasif benzerlerine karşı üstünlük sağladığı saptandı. Tüm deney ve üretim çalışmaları kontrollü hava koşulları sağlanan temiz oda şartlarında gerçekleştirilmiştir. Deneysel üretimin sonuçları temel alınarak çalışmanın seri üretim avantajları kısıtlamaları tartışılmıştır. Diğer üretim yöntemlerinin aksine seri üretimde bir yonga başına düşen imalat çevrim süresi on beş dakika olarak hesaplanmış ve başarılı görülmüştür. Yatırım maliyeti yüksek fakat üretim maliyeti düşük bir sistem olarak polimer tabanlı iletken elektrotlar kullanılarak imal edilmiş çip üstü sistemler mikroakışkan sistemlerin seri imalata uyarlandığı başarılı bir örnektir.. Öncelikle gerekli literatür araştırması yapıldıktan sonra ve sahip olduğumuz çalışma imkanları düşünüldüğünde en uygun yöntemin iletken polimer kompozit malzeme olduğu görülmüştür. Hızlı ve düşük maliyetli üretim tekniği ve esnek tasarım imkânları sistemin avantajlarından. Düşük elektriksel iletkenlik ve sürdürülebilirliğin az olması tespit edilen dezavantajlardandır. Üretim yöntemi belirlendikten sonra en uygun tasarım için COMSOL analiz programı ile modellemeler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre kullanılabilir kanallar isimlendirilmiştir. En uygun olan A tipi olarak belirlenmiştir.



## **CHARACTERIZATION OF POLYSTYRENE PARTICLES WITH 3D ELECTRODE BY USING DEP PHENOMENA**

### **SUMMARY**

A microfluidic chip made up of a polydimethylsiloxane micro channel and a carbon nano tube added conductive polymer composite electrode array was produced using standard lithography and micro fabrication techniques to manipulate polystyrene particles suspended in deionised water using alternating current dielectrophoresis. DI water and particle suspension was pumped into the chip and AC current at 5MHz was applied to the electrode terminals. The microchip performed in conformity with the simulation results calculated prior to experimentation. Separation success could be achieved with flow rate 5  $\mu\text{l}/\text{min}$  and current amplitude 5 Volt. Due to its low flow rate and voltage requirements and short length the AC dielectrophoretic particle separator was found to be superior to its larger passive counterparts requiring higher flow rates to function.

Dielectrophoresis was first described by Herbert Pohl in the 1960s as the movement of an insulator under uneven electric field. The insulating particle is partially charged under the electric field, due to the frequency of the electric field and the electrical properties of the particle, and is drawn toward the intense electric field (PDEP) or driven (PDEP). This orientation movement is used to separate cells and micron sized particles without any marking. Since 2000, the number of dielectrophoresis-based investigations has increased, and carbon nanotubes, nanoparticles, cells, polystyrene particles, blood cells, cancer cells and minerals are the main focuses.

The theoretical meaning and applications of dielectrophoresis are as discussed above. The goal is to design a microchip to be used for particle separation. When the principle and production methods to be used are investigated, the proper result is to produce DEP force with 3B polymer electrodes. Numerous studies have been successful in the literature with 3D electrode designs using conductive polymers [26]. Electrode designs to be used to create the required electric field were drawn in three dimensions and modeled using the COMSOL Multiphysics 5.0 analysis program. Analyzes of the electrode and the width of the gaps and combinations of the different parameters when considering the arrangement of the electrodes in the channel

According to the results of the analysis, production was started by choosing the most efficient and the most efficient design for production. For the short duration of the analysis, three electrodes were drawn in the channel and analyzed to determine the amount of displacement of the 9.9 $\mu\text{m}$  and 3.2 $\mu\text{m}$  particles in the y-axis. Four different types of electrode placement were used. As a type of linearly loaded array A with widths set on both sides of the different channel, the cross-loaded array B distributed on both sides of the channel with equal width is arranged as a type C of the coplanar linearly loaded array C arranged on both sides of the channel, it is classified.

In order to be close to reality, three electrodes with different widths (50-100-200  $\mu\text{m}$ ) are modeled with different flow and voltage combinations. The design is determined according to the amount of displacement of the particles along the y-axis.

Analysis studies were carried out for the purpose of relatively predicting and evaluating the ideas that emerged at the beginning of the thesis. It is designed to produce uneven electric fields with electrodes in different sizes in the channel microchannel wall, which we are caused by the DEP theory. The analysis was carried out for three electrodes and 1 mm channel length, and the particle displacement in the channel was calculated empirically. It is the type of design that creates the most intense electric field gradient in the channel within the prospective design. The B type design is aimed to create the DEP force in the channel by connecting the electrodes with different loads in the same size. Both the expected electric field gradient in the analysis results and the y-axis displacement of the particles were less than in other designs. The reason for this is the fact that the electric field has a vector magnitude and that the electric field gradient in the middle of the channel is zero in the vector sum. Another problem with the B-type channel is the production constraints. It is not possible to connect different electrical loads to adjacent channels with any devices available. The C type design is the same load on the channel wall of co-electrodes. With this design, the particles are not polarized because of the uniform electric field inside the channel. The D-type channel is a design created by aligning co-dimensioned electrodes on one side of the channel and loading with different electric charges. Even though the electric field gradient and separation ratios for the channel are accepted, the D type design has not been found suitable due to a manufacturing constraint similar to the B type. After the evaluations made, the most suitable electrode design has shifted to the production steps designated as Type A.

The production of the microfluidic chip-based system, which is determined according to the values obtained from the analysis results and the design criteria, is handled in three steps. Soft lithography methods were used for mold and PDMS channel fabrication, and embedded electrodes were injected into channels by producing carbon nanotube doped PDMS composites. Finally, the chamber between the electrodes and the channel was abraded with polymer abrasive chemical (TBAF) to complete the production (Figure 3.1). Apart from the production steps mentioned, chrome-rubbed glass mask printing and plasma bonding processes have been applied.

The process of transferring the mask pattern to the sample by solidification or dissolution of a light-sensitive polymer under UV light is called lithography. Each part of the system that will be designed with Lab-on-a-Chip logic consists of microchannel structures produced by photolithography method. The motifs to be used in the production of microchannels are printed with chrome coated masks with Direct Writing Laser (DWL) device, which is firstly found in the İTÜnano laboratory. Chromium-plated glass mask production is provided by standard lithography technique. The masks are 100nm chrome on glass, 540nm coated AZ1500 photoresist on chrome, and the masks are shaped using SolidWorks software, which is drawn in dimensionally drawn GDS format DWL. The mask, which is shaped with a laser beam, is removed from the unprocessed polymer and a mask is formed to erode the chrome coating. The pattern is transferred to the chrome-plated masks on the glass by abrading the chrome coated on the glass (Figure 3.2). After the SU-8 photoresist is coated on the silicon substrate (Si wafer) to produce PDMS copies from the masks onto which



the pattern is transferred, the pattern is transferred onto the Si substrate prior to patterning under UV light by lithography. The thickness designed here represents the height of the microchannels. Unwanted portions on the pattern transferred onto the Si substrate are removed from the medium by treatment with the SU-8 photoresist-specific enhancer.

In the resulting master's thesis, a microfluidic system with a unique 3-D electrode arrangement was designed to separate polystyrene particles. First of all, after the necessary literature review and considering the possibilities of working, we found that the most suitable method is the conductive polymer composite material. The advantages of the system are the fast and low cost production technique and flexible design possibilities. Low electrical conductivity and low sustainability are the identified disadvantages. After the production method is determined, modeling is done with COMSOL analysis program for optimum design. The available channels are named according to the obtained results. The most suitable is set as Type A, but due to the flexibility inherent in the design, the channel through which the current is to flow during the experiment can be changed. As a result, experimental results were added in practice. The polystyrene particles are polarized at different rates under the electric field due to their dimensional differences and proportional to the dielectrical properties of the liquid in which they are present. Based on this principle, successful decomposition rates are obtained by using dielectrophoresis-based microfluidic systems. In the design used, a large number of electrodes are used to solve the problem of low electrical conductivity. Electrodes with a channel length of 2000  $\mu\text{m}$  and a width of 100  $\mu\text{m}$  and a width of 50  $\mu\text{m}$  are placed on one side of the channel and 20 electrodes on the other side of the channel. DEP system with conductive polymer electrode needs less sample as it provides decomposition at low voltage and low level, and it is the lowest level that living structures such as cells and bacteria are affected by electricity. The fact that inexpensive and fast production method is compatible with serial production is the most important advantages of the system. Degradation of green and red particles was observed at 5  $\mu\text{L}$  / min under 5MHz 5V alternating current in DEP system with conductive polymer electrodes of different sizes, and the flow rate of green particles was investigated.



## GİRİŞ

Bilim doğada bulunan sistemlerin, olayların keşfedilmesi geliştirilmesi, modellenmesi ile yakından ilgilidir. Canlılığın devamı için birçok karmaşık yapı uyum içinde çalışmaktadır. Doğada var olan sistemler düşünüldüğünde, bitkilerin iletim sistemi, sahip olduğu mekanizmalar ile akışkanları mikro(metrenin milyonda biri) ve nano(metrenin milyarda biri) seviyesindeki on binlerce esnek kanal ile kontrol edebilmektedir. Günümüzde akışkanların mikro-nano ölçekteki dinamiklerini çözmek ve bu boyutlarda mühendislik yapmak için çalışılmaktadır. Boyutsal anlamda küçültülen sistemler, akışkan özellikleri incelendiğinde klasik akış teorisinden farklı karakterdedir ve bu farklılıklar kısa sürelerde, kısıtlı miktarlarda maddenin kontrol edilmesine imkân sağlamıştır [1].

İnsanlığın madde hakkındaki, dolayısıyla akışkanlar ile ilgili merakı ve çalışmalarının temeli on altıncı yüzyıla kadar uzanmaktadır. Akışkanların kuvvet altındaki davranışları ve birbirleri ile olan etkileşimlerinin keşfedilmesi geleneksel akışkan mekaniğinin temellerini oluşturmuştur. Kimya ve kuantum mekaniğindeki gelişmeler ile mikron boyutundaki maddelerin yapısı hakkında çalışmalar artmıştır fakat yirminci yüzyılın başlarında mikron seviyesindeki canlıları inceleme, tanıma imkanı olsa da o boyutlarda çalışmak ve teknoloji geliştirmek mümkün değildi. 1959 yılında Richard Feynman'ın bilimin gidişatını değiştiren ve mikron mertebesinde üretimin mümkün olduğunu açıklayan konuşmasının özünde, kabul edilmiş geleneksel yaklaşımların çalışılan boyutlar küçüldüğünde değişebileceği, boyutlardaki küçülmenin farklı keşifler ve imkânlar sunacağı vurgulanmış, ilk nano motor üretimi için girişimler teşvik edilmişti [1]. Yarı iletken teknolojisinin ilerlemesi, kuantum mekaniğinin atom seviyesindeki kuram ve yasaları ortaya çıkması ile 1850lerde artmıştır. Yarı iletken teknolojisinin gelişmesi ve mikro-nano üretim hakkında yapılan çalışmaların artmasıyla MEMS (mikro elektromekanik sistemler) üretilmiş, bu sistemlere akışkanların eklenmesi ile mikroakışkan sistemler teknolojik gelişmeler arasında yerini almıştır.

Mikroakışkan sistemlerin üretim maliyetinin düşük olması, esnek tasarım kısıtları, kütle ve ısının hızlı ve kolay iletimi geniş uygulama alanlarında kullanılmasını

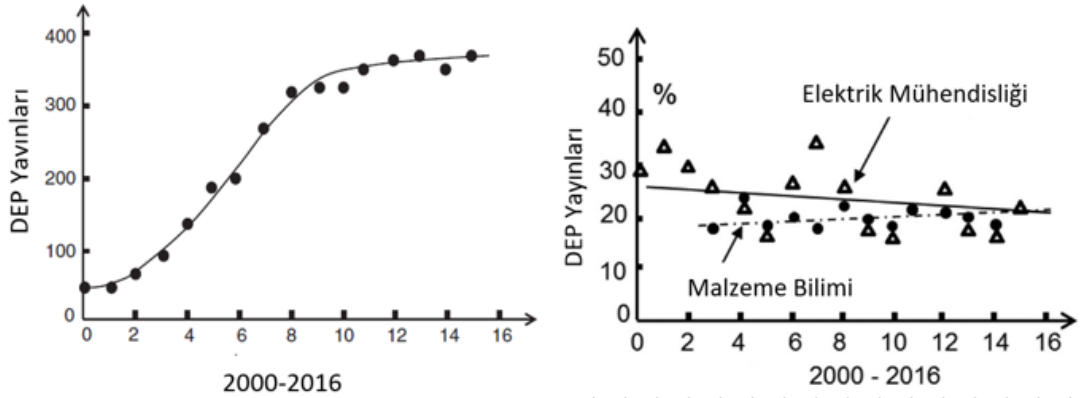
sağlamıştır. Gelişen teknoloji ve üretim yöntemleri düşünüldüğünde mikroakışkanların dikkate değer bir uygulaması olan çip üstü sistemler (lab-on-a-chip) bir laboratuvarında yapılan tüm işlemlerin birkaç milimetre uzunluğunda aletlerde gerçekleşebilmesini sağlamaktadır [2]. İlk çip üstü sistem uygulaması karışık gazları ayırmak için kullanılan gaz kromatograf olmasına rağmen çip üstü (lab-on-a-chip) sistemlerde hızlı ve etkili ilerleme 1990larda başlamış, numune ayrıştırma ve tanımlama için kullanılan mikroçipler “ $\mu$ TAS”(mikro genel analiz sistemi) olarak da adlandırılmıştır [3-4]. Geniş uygulama alanlarına sahip mikroakışkan sistemler özellikle tıp ve biyomühendislik alanlarında verimli teknolojik ilerleme sağlamıştır. Mikroakışkan sistemler uygulama alanları ve kullanılan disiplinlere göre sınıflandırıldığında, mikroakışkan cihazların hücrelerin ayrılması ve yakalanması için kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. Kullanılan tekniklerin arasında manyetik manipülatörler, optik manipülatörler, mekanik manipülatörler (mikro filtreler, mikro kuyular ve mikro tutucular gibi) ve elektriksel yönlendirme vardır [5]. Mikroakışkan teknikleri aktif (dışarıdan güç uygulayarak) ve pasif (dışarıdan güç gerektirmeyen) cihazlar olarak ikiye ayrılır. Dielektroforez, düşük akış hızlarında ve daha küçük sistemlerde kullanılabilme avantajına sahip aktif bir yöntemdir, aynı zamanda da bir güç kaynağının gerekliliği dezavantajıdır [6].

Dielektroforez terimi ilk olarak 1960larda Herbert Pohl tarafından yalıtkan bir maddenin düzgün olmayan elektrik alan altındaki hareketi olarak tanımlanmıştır. Yalıtkan parçacık elektrik alan altında, elektrik alanın frekansından ve parçacığın elektriksel özelliklerinden kaynaklanarak kısmen yüklenir ve yoğun olan elektrik alanına doğru çekilir (pDEP) ya da itilir (nDEP). Bu yönelim hareketi hücreleri ve mikron boyutundaki parçacıkları herhangi bir işaretleme olmadan ayırmak için kullanılır. 2000lerden beri dielektroforez tabanlı araştırmaların sayısı artmış, karbon nano tüpler, nano parçacıklar, hücreler, polisitren parçacıklar, kan hücreleri, kanser hücreleri ve mineraller temel çalışma odaklarındandır [7-12].

## **1.1 Literatür Özeti**

Dielektroforez 1960larda Herbert Pohl tarafından tanımlandığından buyana çok farklı disiplinler tarafından çalışılmış bir konudur. Özellikle son yirmi yılda yayın ve araştırmalar artmıştır. Patent ve konferans metinleri hariç tutulduğunda DEP ile ilgili yayınların oranı Şekil 1.1’ de görülmektedir. Elektriksel bir özellik olmasına rağmen

malzeme bilimi dâhil çok farklı disiplinlerden araştırmacının dielektroforez olgusu ile ilgili ilerlemelerdeki artışa katkıda bulunduğu söylenebilir (Şekil 1.1) [13].



**Şekil 1.1:** Yıllara göre DEP yayınlarının artışı ve bilim alanlarına göre dağılımı [13].

Bilim insanlarının yanı sıra ticari kuruluşlar da DEP ile ilgili çalışmalara önem vermiş, patentleştirilmiş buluşların seri üretimi için gereken yatırımları yapmışlardır. Örneğin, Panasonic bakteri sayıcı, mikro elektrotlar arasında DEP kuvveti ile yakalanan bakterilerin elektriksel empedans değişimi oluşturmalarıyla bakteri yoğunluğunu ölçen bir alettir [14]. Benzer olarak Shimadzu IG-1000 nanopartikül analiz edici ile DEP kuvvetiyle optik bir ızgara oluşturup lazer ışınındaki yoğunluk değişimini gözlemlenerek, 0,5 den 200 $\mu$ m boyuta kadar parçacık aralığında analiz yapılabilir [15]. Silisyum Biyosistemler olarak adlandırılan DEPArray sistemi hedef hücreleri DEP kuyularıyla etrafını sararak yönlendirmekte ve belirli hücreleri izole etmektedir [16]. DEPtech (3DEP) aleti ile uygulanan voltaj ve frekansa göre değişen DEP kuvveti ve parçacıkların yalıtkan özellikleri kullanılarak optik yoğunluk değişimleri gözlemesine dayalı bir sistemi kullanmaktadır [17]. Apostream Teknoloji, kandan hedef hücre ayrıştırılması sağlayan bir sistem geliştirmiştir [18-19]. Bunlar gibi DEP prensibinin çok farklı uygulamaları vardır. Söylenebilir ki dielektroforez tabanlı çip üstü sistemler taşınabilirlik, hassaslık ve uyarlanabilirlik özelliklerine dayanarak yerinde teşhis, ilaç iletimi, molekül ve materyal sentezi, kimyasal reaksiyon kontrolü ve tespiti, hücre çalışmaları ve çevresel izleme için kullanılabilir [20-25].

Parçacık ayrıştırmak ve yönlendirmek için gerekli düzgün olmayan elektrik alan üretimi mikrokanal içerisine gömülü mikro elektrotlar ve bazı tasarımlarda da yalıtkan yapılar kullanılarak sağlanmaktadır. Gelişen teknoloji ile dielektroforetik mikro cihaz için kullanılan temel uygulama ve üretim teknikleri ( fotolitografi, ince film kaplama, aşındırma, elektro kaplama ve numune yapıştırma gibi ) gelişmiştir. Ana üretim

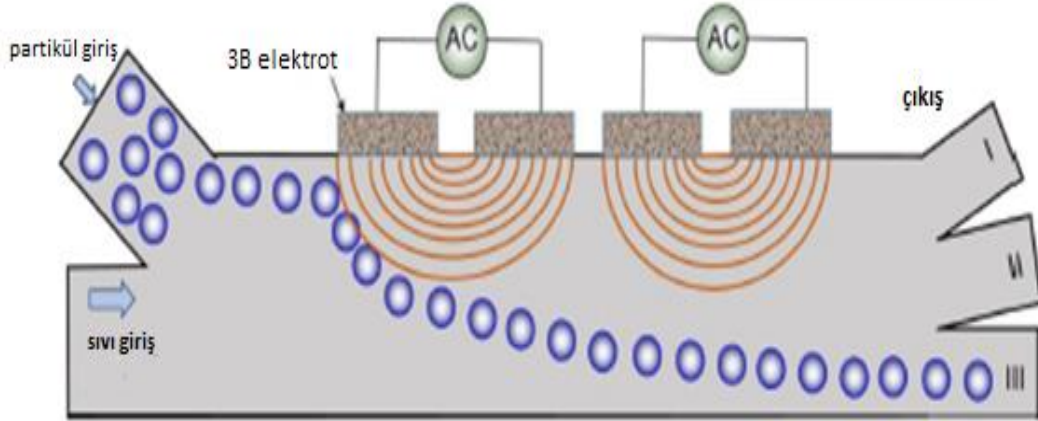
yöntemleri ve farklı elektrot çeşitlerine ya da yalıtkan yapılara bağlı DEP cihazları tablo 1’de açıklanmıştır. Çeşitli malzemeler ve imalat yöntemlerinin uygulandığı teknikler değerlendirildiğinde elektrik iletkenliğinin kalitesi ve elektrik alan yoğunluğunun homojenliği açısından metal tabanlı elektrot tasarımları başarılıdır. Fakat üretim maliyeti ve süresi açısından polimer tabanlı elektrotlar seri imalata uygundur. Avantajlar ve dezavantajlar karşılaştırıldığında polimer tabanlı 3B elektrot tasarımı kolay üretimi düşük maliyeti ve tasarım çeşitliliği açısından en uygun yöntemlerden biridir(Çizelge 1.1).

**Çizelge 1.1:** DEP cihazlarının sınıflandırılması [26].

SINIFLANDIRMA	TEKNİK	DEZAVANTAJ	AVANTAJ
ÜST ELEKTROT	ALT Fotolithografi Aşındırma İnce film kaplama Kaldırma (lift off) Hizalama-bağ yapma	Hizalama ve bağ	Yüksek DEP etkisi Yüksek çıktı Yüksek verim
GENİŞLETİLMİŞ METAL ELEKTROT	Fotolithografi Elektrokaplama Yapıştırıcı bağ	Uzun süreli hantal proses	Yüksek DEP etkisi Yüksek iletkenlik
GENİŞLETİLMİŞ SİLİSYUM ELEKTROT	Fotolithografi Kuru aşındırma Islak aşındırma Anodik bağ	Zehirli madde Pahalı proses	Yüksek yüzey/hacim oranı Küçük geometrilik desenler
POLİMER DUVAR- KENAR ELEKTROT	Fotolithografi Kompozit hazırlama Plazma bağ	Düşük iletkenlik Hantal proses	Kolay görüntüleme Uyumluluk ve düşük maliyet
METAL DUVAR- KENAR ELEKTROT	Fotolithografi, İnce film kaplama Kaldırma (Lift- off) Elektro kaplama Tavlama	Düşük yüzey/hacim oranı Uzun proses süresi	Kolay gözlem Yüksek iletkenlik Kolay şekillenen elektrot

## 1.2 Teori

Dielektroforez, bahsedildiği gibi hedefi düzgün olmayan elektrik alan altında, mikron veya nano boyuttaki parçacıkların (DNA, protein, hücre, karbon nano tüp, virüs, bakteri vb.) uyarılması, ayırt edilmesi, belirlenmesi ya da ayrıştırılması için kullanılan, maddelerin polarize olabilmeye yetenekleri ile orantılı fiziksel bir olgudur. Mikroakışkan çipler düşünüldüğünde parçacık yönlendirilmesi için gerekli kuvvetler DEP kuvveti ve akışkandan kaynaklanan hidrodinamik kuvvettir. Şekil 1.2’de gösterildiği gibi kanal içerisinde parçacıklar maruz kaldığı kuvvetlerin bileşkesi yönünde hareket ederler. Sıvının akışından kaynaklanan sürüklenme kuvveti boyuttan bağımsız ve kanal içerisinde eşit dağılmış kabul edilen laminar akıştır ve iki parçacıkta da eşittir. Hareketin yönünü ağırlıklı olarak belirleyen parçacık yarıçapına ve bağlı geçirgenliğine bağlı olan DEP kuvvetidir. Bu tip bir cihaz tasarımıyla parçacık yönlendirilmesinde kullanılan voltaj değerlerinin düşük olması ve geniş elektrik alan gradyanı sayesinde joule ısınımı ihmal edilecek kadar düşürülmüştür( joule ısınımı, üstünden akım geçen telin direnç nedeniyle elektrik enerjisinin ısıya dönüşmesi olarak tanımlanan bir olgudur) [27].

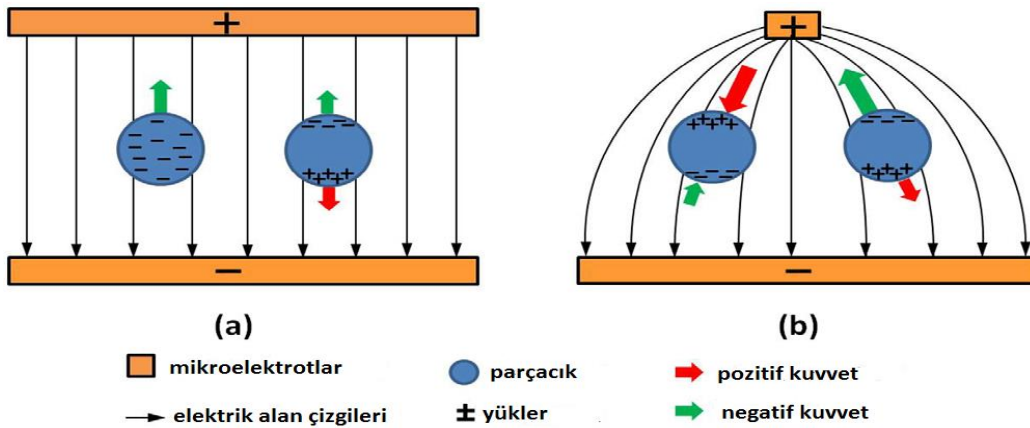


Şekil 1.2: Mikro kanal içerisindeki temsili parçacık hareketi [28].

Dielektroforez kuvvetinin kanal içerisindeki vektörel konumu kanal içerisindeki elektrotların konumu ile ilişkilidir. Elektrotlar kanalın tabanında yerleştirilirse dielektroforez kuvveti ve akışkan kuvvetleri bileşkesi farklı yönde, elektrotlar kanal çeperine yerleştirildiğinde parçacık yönlendirilmesi için gerekli olan kuvvetler bileşkesi farklı yönde oluşacaktır. Mikro kanal içerisinde temsili parçacık hareketini gözlemlemek için yapılacak çalışmalarda öncelikle parçacık üstüne etkimesi ön görülen kuvvetler araştırılmalıdır.

### 1.1.1 Dielektroforez kuvveti

Düzgün elektrik alan altında yüklü parçacık, yük değerine göre itilir ya da çekilir, yüksüz parçacık hareket etmeden konumunu korur. Eğer elektrik alan düzgün değil ise (elektrik alan çizgilerinin yoğunluğu farklı ise) yalıtkan parçacıklar dahi elektrik alan çizgilerinin yoğunluğu değiştiği için kısmen kutuplanırlar. Dipol momentlerinin etkisi ile elektrik alan altında yönlendirilirler. Dielektroforez olarak adlandırılan bu prensip parçacık ayırıştırma ve manipüle etmek adına kullanışlıdır (Şekil 1.3).



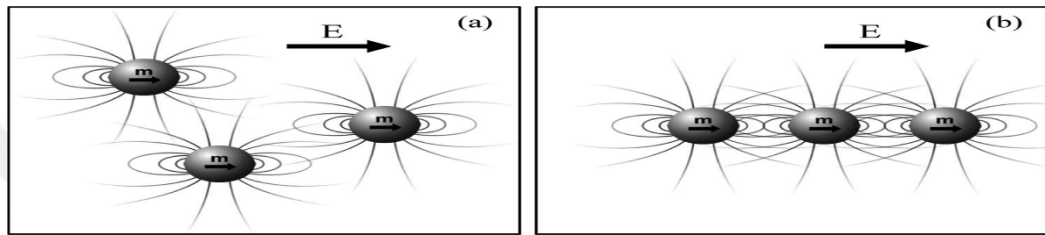
Mikrokanal içerisinde parçacığın hareketi indüklenen dipol momentini ile sağlanmaktadır. Elektrik alan ( $\mathbf{E}$ ) altında değişen dipol momentinin ( $\mathbf{m}$ ), büyüklüğü ve yükü parçacığın birim hacimdeki kutuplanabilirlik özelliğine bağlıdır. Classius Mozzatti (CM) faktör ile ifade edilen parçacık ve sıvı arasındaki kutuplanabilirlik oranlarıyla belirlenen birimsiz terim, dipol momentinin yönü ve büyüklüğü hakkında fikir vermektedir. CM faktörü -0,5 ile 1 arasındadır. CM faktörünün eksi ya da artı olması parçacık kutuplanmasının sıvı kutuplanmasından fazla ya da az olmasına bağlıdır. Parçacık iletkenliğinin medium iletkenliğinden küçük ise formül gereği CM faktörünün sıfırdan küçüktür ve negatif DEP (nDEP) olarak tanımlanmaktadır. Tam tersi olan durumlara pozitif DEP (pDEP) denir. CM faktörünün sıfırdan küçük ya da büyük olması parçacığın elektrotlara doğru ya da elektrotlardan uzağa yönlendiğini göstermektedir.

CM faktörü ile belirlenen yön doğrultusunda hareket eden parçacığa etki eden en belirgin kuvvet parçacık yarıçapı ve elektrik alana bağlı olan DEP kuvvetidir ( $F_{DEP}$ ). Elektrik alanın skaler işlemlerde kullanılması gradyan ( $\nabla$ ) işlem ile çözümlenmiştir[26].



$$CM = \frac{\varepsilon_p - \varepsilon_m}{\varepsilon_p + 2\varepsilon_m} \quad F_{DEP} = m\nabla E = \frac{4}{3}\pi r^3 [CM](\nabla E)E \quad (1.1)$$

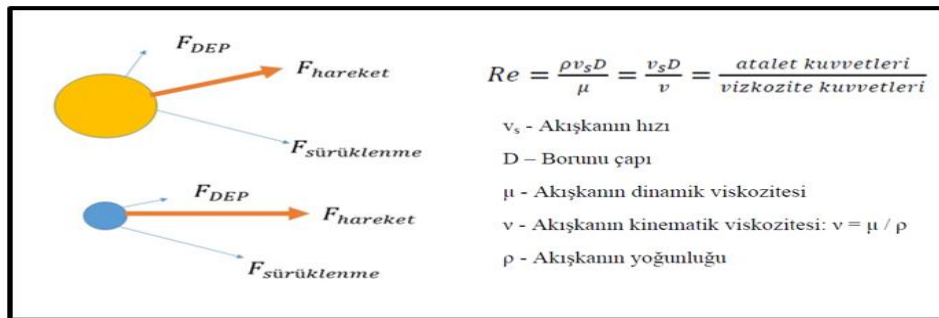
Termodinamik yasaları gereği cisimler minimum enerjili düzene geçme eğilimindedir. Formüllerle açıklanmış DEP prensibinin uygulamaya geçmiş hali parçacıkları dipol momentlerinin etkisiyle elektriksel olarak yüklenir ve parçacıklar birbirleri ile elektrostatik olarak etkileşim halindedirler. Şekil 1.4'te görüldüğü gibi parçacıklar minimum elektriksel potansiyel enerji eğilimleri gereği “inci dizilimi” haline hareket etmektedirler. Bu özellik kullanılarak kanal içerisindeki parçacıkların yönelimi hedeflenen çipler tasarlanmıştır.



**Şekil 1.4:** a) elektrik alan altında artan potansiyel enerji ile indüklenen dipol momentinin yönü b) inci dizilimde yönelmiş parçacıklar [13].

### 1.1.2 Dielektroforez kuvveti

Mikroakışkan sistemlerde etkin olan diğer bir kuvvet sıvı akışından kaynaklanan hidrodinamik etkilerdir. Akışkanın davranışını belirleyen boyutsuz bir nicelik olan Reynolds sayısı hesaplandığında 1den küçük bir değer çıkmaktadır. Düşük akış hızından dolayı kanal içerisinde laminer akış profili görülür ( $Re \ll 1$ ). Bu durum atalet kuvvetlerinin ihmal edilebilecek kadar küçük olduğunu göstermektedir [29]. Kanal içerisinde parçacığa etki eden kuvvetler Şekil 1.5'te modellenmiştir.



**Şekil 1.5 :** Kanal içerisinde parçacık üzerine oluşan kuvvetler ve Reynolds sayısı formül ve açıklaması.

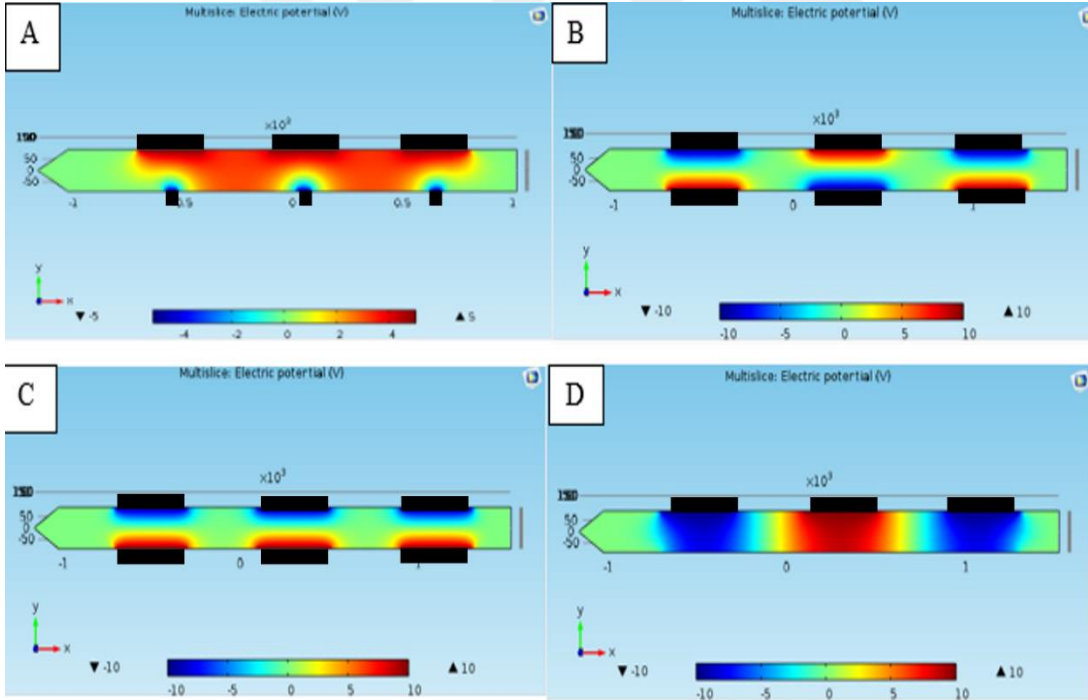


## 2. TASARIM VE MODELLEME

Dielektroforezin teorik anlamı ve uygulama alanları yukarıda tartışıldığı gibidir. Amaç parçacık ayırıştırmak için kullanılacak bir mikro çip tasarımı yapmaktır. Kullanılacak prensip ve üretim yöntemleri araştırıldığında uygun sonuç 3B polimer elektrotlar ile DEP kuvveti oluşturmaktır. Literatürde iletken polimer kullanılan 3B elektrot tasarımları ile başarılı sonuçlar almış araştırmaların sayısı çoktur [26]. Gerekli elektrik alanı oluşturmak için kullanılacak elektrot tasarımları önceki çalışmalar örnek alınarak üç boyutlu olarak çizilmiş ve COMSOL Multiphysics 5.0 analiz programı ile modellenmiştir. Elektrot ve aralıkların genişliği ve elektrotların kanal içerisindeki düzeni düşünüldüğünde farklı parametrelerin kombinasyonu olan analizler yapılmıştır. Çıkan analiz sonuçlarına göre üretime en uygun ve en yüksek verimli tasarım seçilerek üretime başlanmıştır. Analizlerin kısa sürmesi için kanal içerisinde karşılıklı üç elektrot çizilerek temsili analizler yapılmış kullanılan  $9,9\mu\text{m}$  ve  $3,2\mu\text{m}$  çapındaki parçacıkların y eksenindeki yer değiştirme miktarın bağı olarak değerlendirilmiştir. Dört farklı tip elektrot yerleşimi kullanılmıştır. Genişlikleri farklı kanalın çift tarafına yerleşmiş doğrusal yüklenmiş dizilim A tipi olarak (Şekil 2.1), eşit genişlikte kanalın çift tarafına dağılmış çapraz yüklenmiş dizilim B tipi olarak (Şekil 2.2), kanalın çift tarafına yerleşmiş eş genişlikli doğrusal yüklenmiş dizilimi C tipi (Şekil 2.3), eş genişlikli çapraz yüklenmiş kanalın tek kenarına yerleştirilmiş dizilimi D tipi olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 2.4). Gerçeğe yakın olması için üçer tane farklı genişliklerde ( $50-100-200\ \mu\text{m}$ ) tasarlanmış elektrotlar farklı debi ve voltaj kombinasyonlarıyla modellenmiştir. Parçacıkların y eksenindeki yer değiştirme miktarına göre uygun olan tasarım belirlenmiştir.

Analiz çalışmaları tezin başlangıcında orataya çıkan fikrlerin nispeten ön görülmesi ve değerlendirilmesi için yapılmıştır. DEP teorisinden yola çıktığımız A kanalı, mikro kanal çeperlerinde farklı boyutlarda elektrotlar ile düzgün olmayan elektrik alan üretmek için tasarlanmıştır. Analiz üç elektrot ve 1mm kanal uzunluğu için yapılmış olup kanal içerisindeki partikül yer değiştirmesi amprik bir şekilde hesaplanmıştır. Ön görülen tasarımların içerisinde kanal içerisinde en yoğun elektrik alan gradyanını oluşturan tasarım A tipidir. B tipi tasarım ile eş boyutlarda elektrotları farklı yükler

bağlanması ile kanal içerisinde DEP kuvveti oluşturmak hedeflenmiştir. Analiz sonuçlarında hem beklenen elektrik alan gradyanı elde edilememiş hem de partikülerin y ekseninde yer değiştirmesi diğer tasarımlara göre az olmuştur. Bunun nedenini elektrik alanın vektörel bir büyüklük olması ve kanalın orta kısımlarında elektrik alan gradyanının vektörel toplamda sıfırlanmasıdır. B tipi kanalda diğer bir sorun üretim kısıtlarıdır yan yana olan kanallara farklı elektrksel yükler bağlamak elimizdeki cihazlarla mümkün değildir. C tipi tasarım eş elektrotların kanal çerperinde aynı yükle yüklendiği çizimdir. Bu tasarım ile kanal içeririnde düzgün elektrik alan oluştuğu için parçacıklar polarize olmamıştır. D tipi kanal eş boyutlardaki elektrotların kanalın tek tarafında hizalanması ve farklı elektrik yükleri ile yüklenmesi ile oluşturulmuş tasarımıdır. Kanal için elektrik alan gradyanı ve ayrışma oranları kabul edilir olsa bile B tipi ile benzer bir üretik kısıtı sebebiyle D tipi tasarım da uygun görülmemiştir. Yapılan değerlendirmelerden sonra en uygun elektrot tasarımı A tipi olarak belirlenmiş üretim basamaklarına geçiştir (Şekil 2.1).



**Şekil 2.1:** A, B, C, D tipi elektrot dizilimi elektrksel potansiyel dağılımı.

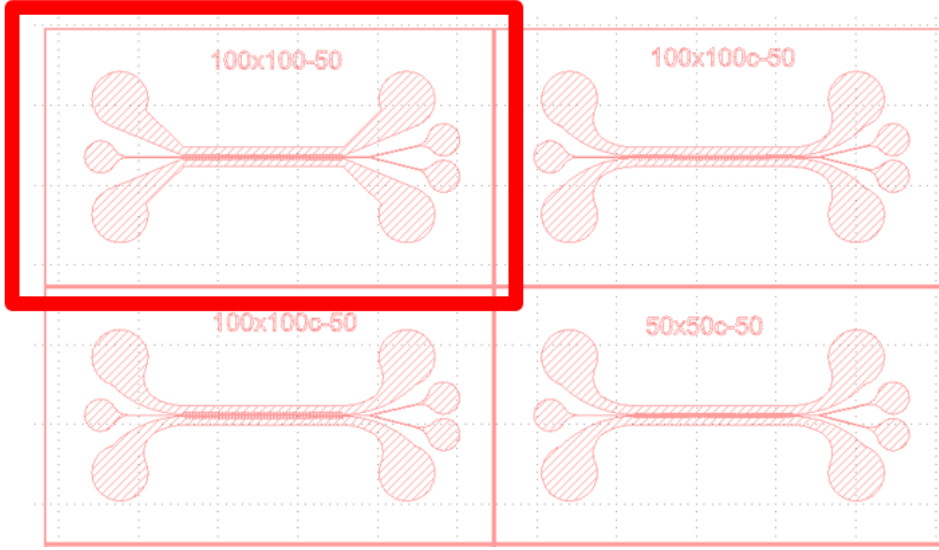
Şekil 2.1’de siyah çizgiler elektrotların kanal içerisindeki yerleşimini göstermektedir. Görüntüler kanalın üst görünüşünden alınmıştır. Kırmızı renk pozitif yüklü elektrotların elektrik alan gradyanını, mavi renk negatif yüklü elektrotların elektrik alan gradyanını temsil etmektedir. COMSOL programından alınmış görüntülerdir.

Modelleme işlemlerinin tamamını aşağıdaki Çizelge 2.1’de özetlenmiştir. Elektrik alan gradyanı parçaçık polaritesini belirlediği için B ve C tipi kanallar düşük elektrik alan değeri nedeniyle elenmiştir. Ayrışma yüzdesi Comsol programının analiz sonrası parçacıkların y eksenindeki hareketlerini Excel dökümü olarak verdiği geniş veri aralığından orantı kurularak hesaplanmıştır. D tipi kanalda daha yüksek ayrışma yüzdesi görünse de ayrışma mesafesi A tipi kanaldan daha düşük olduğu için ve belirli üretim kısıtları nedeniyle tercih edilmemiştir. Analiz sonuçlarına ve imalat kısıtlamalarına göre kullanıma en uygun kanal A tipidir ve üç elektrotla yapılan analiz sonuçları dikkate alınarak üretim teknikleriyle kontrol edilebilir cihaz tasarımı yapılmış ve üretime başlanmıştır (Çizelge 2.1).

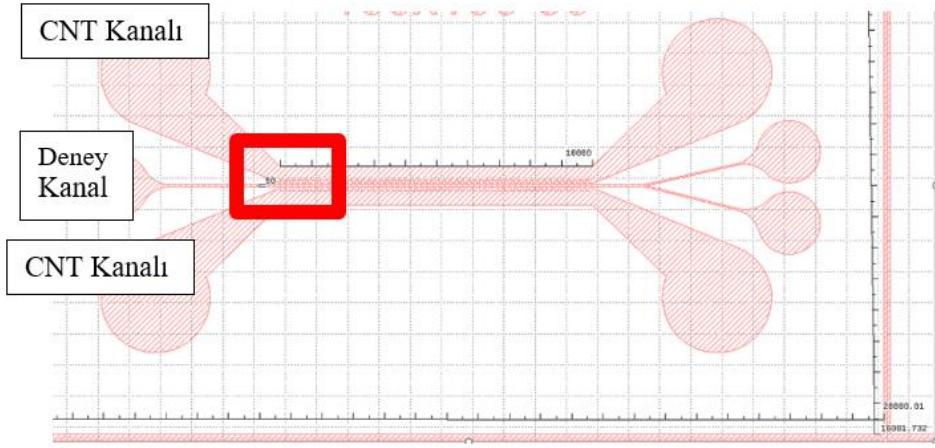
**Çizelge 2.1:** Analiz sonuçları.

Elektrot adı	A tipi dizilim	B tipi dizilim	C tipi dizilim	D tipi dizilim
Max elektrik alan büyüklüğü	4.86 E5 V/m	2.56 E5 V/m	1.43 E5 V/m	4.55 E5 V/m
Ayrışma yüzdesi	%78	%34	%41	%88
Ayrışma mesafesi	55µm	30 µm	23µm	45µm

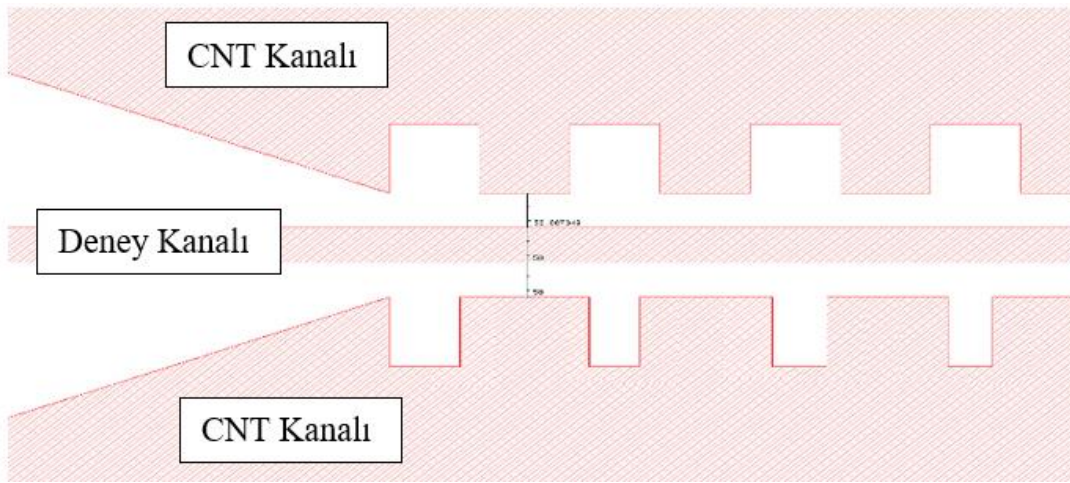
Analiz sonuçları ve edinilen tecrübeler sonucunda üretim ve karakterizasyon için en uygun olan kanal ve elektrot tasarımları maske çizimleri yapılmıştır (Şekil 2.2). A tipi elektrotların 100-50 µm kombinasyonları kullanılarak elektrotlar çizilmiştir. Mikro kanal uzunluğu 10mm’dir, mikro çip ölçüleri 20x16 mm’dir. Elektrot ve mikro kanal arasındaki mesafe tüm tasarımlarda 50 µm’dir. Öncül deneylerde aşındırma ve üretim için en uygun kalınlık bu şekilde belirlenmiştir. Kanal genişliği 50-100 µm olarak kullanılmıştır. CNT eklenen kanallar akışı kolaylaştırması için ve tüm elektrotlara CNT iletilebilmesi için ince ve dairesel hatlarda çizilmiştir. Öncelikle maskenn tamamı gösterilmiş (Şekil 2.3), maske içerisindeki deneylerde kullanılan en iyi sonuç veren kanal ayrılmış ve kanal üstünde elektrot ve mikro kanala odaklanılmıştır (Şekil 2.4).



Şekil 2.2: Üretim için tasarlanan maske.



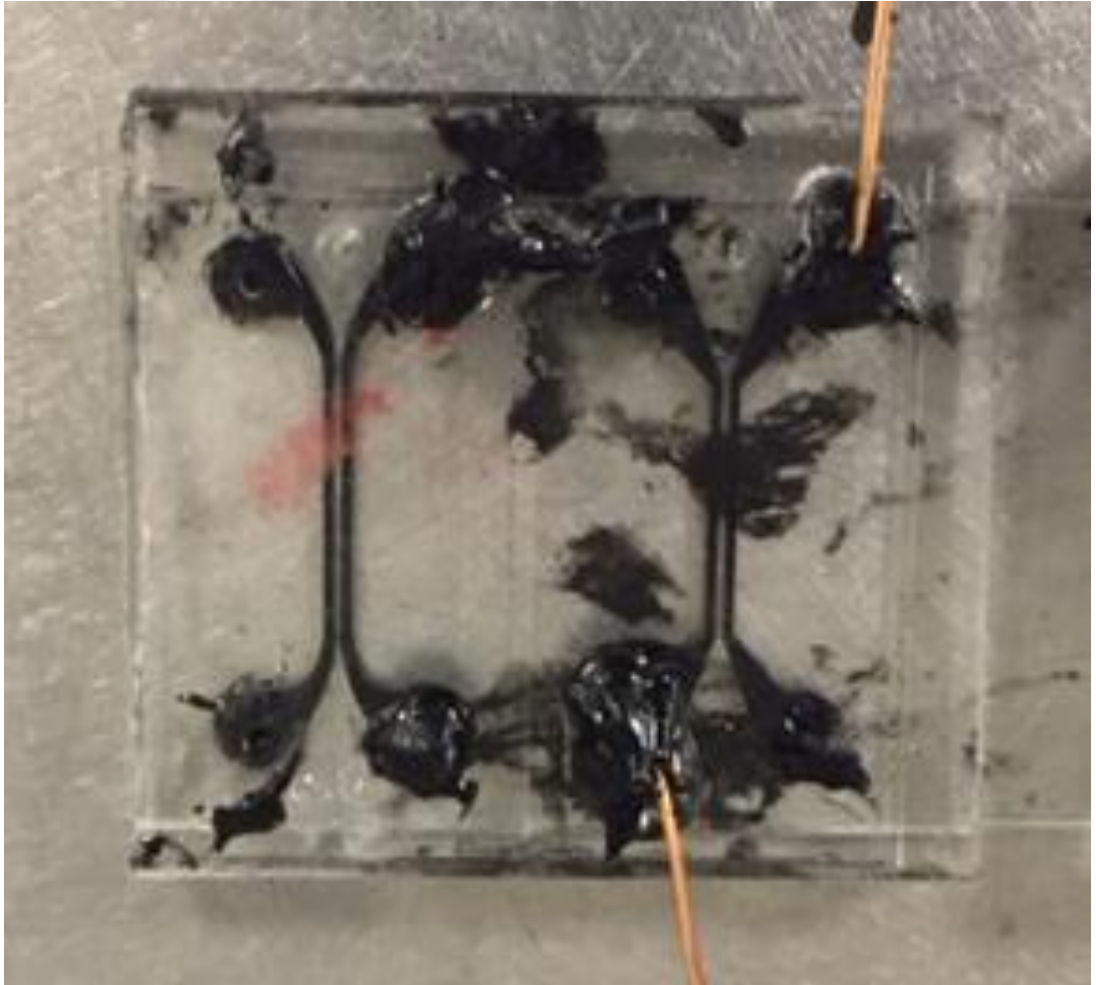
Şekil 2.3: Deneylerde kullanılan ve en iyi sonucu veren kanal tasarımı.



Şekil 2.4: Kanal üstüne odaklanmış görünüm.

### 3. ÜRETİM

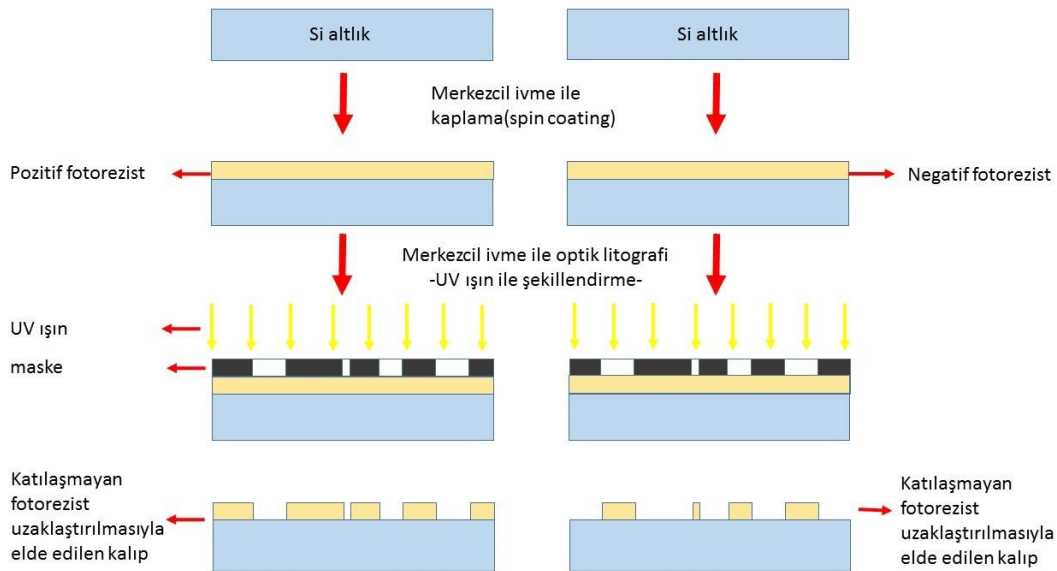
Analiz sonuçlarından alınan değerlere ve tasarım kistaslarına göre belirlenen mikroakışkan çip üstü sistemin üretimi üç basamakta ele alınmıştır. Kalıp ve PDMS kanal üretimi için soft litografi yöntemleri kullanılmış, gömülü elektrotlar karbon nanotüp katkılı PDMS kompozit yapıları üretilerek kanallara enjekte edilmiştir. Son olarak elektrotlar ve kanal arasındaki bölme polimer aşındırıcı kimyasal (TBAF) ile aşındırılarak üretim tamamlanmıştır (Şekil 3.1). Belirtilen üretim basamakları dışında krom aşındırmalı cam maske yazdırılması ve plazma yapıştırma işlemleri uygulanmıştır.



**Şekil 3.1:** 3B iletken kompozit ile üretilmiş DEP tabanlı mikroakışkan çip.

### 3.1 Litografi Yöntemi

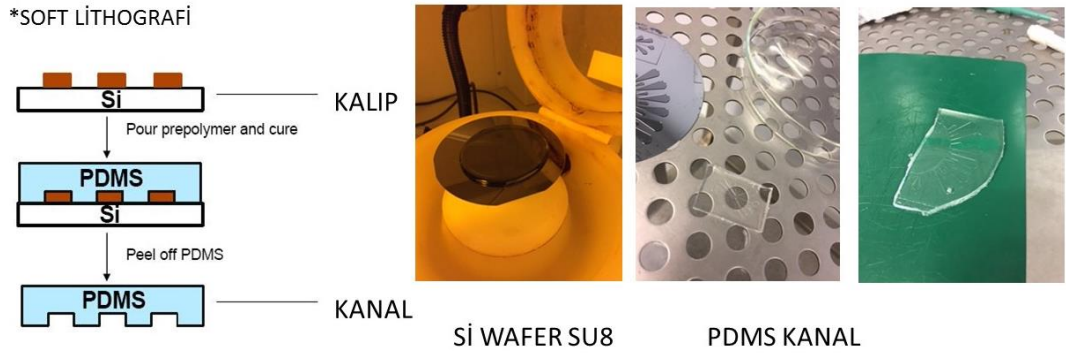
Işığa duyarlı bir polimerin UV ışın altında katılaşması ya da çözünmesi ile maskedeki desenin numuneye aktarılması işlemine litografi denir. Lab-on-a-Chip mantığıyla tasarlanacak olan sistemin her bir parçası, fotolitografi yöntemi ile üretilen mikrokanal yapılarından oluşmaktadır. Mikrokanalların üretiminde kullanılacak motifler öncelikle İTÜnano laboratuvarında bulunan Direct Writing Laser (DWL) cihazı ile krom kaplı maskelere yazdırılır. Krom kaplı cam maske üretimi standart litografi tekniği ile sağlanmaktadır. Hazır olarak gelen cam üzerine 100nm krom, kromun üzerinde 540nm kaplı AZ1500 fotorezist kaplı olan maskeler SolidWorks programı ile boyutlu olarak çizilmiş GDS formatında DWL cihazına aktarılmış desenler kullanılarak şekillendirilir. Lazer ışını ile şekillendirilmiş maske üstünde işleme maruz kalmamış polimerden arındırılarak krom kaplamasını aşındırmak için gerekli maske oluşturulmuş olur. Cam üzerinde kaplı kromun aşındırılmasıyla desen cam üzerinde krom kaplı maskelere aktarılmış olur (Şekil 3.2). Sonrasında desenin aktarıldığı maskelerden, PDMS kopyalar üretmek amacıyla silisyum altlık (Si wafer) üzerine tasarlanan kalınlıkta SU-8 fotorezist kaplandıktan sonra litografi ile UV ışık altında desen önce Si altlık üzerine aktarılır. Burada tasarlanan kalınlık mikrokanalların yüksekliğini ifade etmektedir. Si altlık üzerine aktarılan desen üzerindeki istenmeyen kısımlar SU-8 fotorezist özgün olan geliştirici madde ile muamele edilerek ortamdan uzaklaştırılır.



Şekil 3.2: Standart litografi süreci.



Kullanıma hazır hale gelen desen içeren SU-8 kaplı Si altlıktan PDMS kopya elde etmek için; PDMS 10:1 oranında katılaştırıcısı ile karıştırılarak hava kabarcıklarını gidermek amacıyla vakum altında alınır. Hava kabarcıkları ortamdaki uzaklaştırıldıktan sonra PDMS malzemesinde desenini çıkarmak amacıyla cam petri içine kaplanan alüminyum folyo kâğıdına çift taraflı bant ile yapıştırılan desen içeren SU-8 kaplı Si altlık üzerine dökülür [19]. Hava kabarcıkları oluştuysa ortamdaki uzaklaştırmak için kısa bir süre vakuma alınır. Sonrasında 70°C’de 2 saat boyunca fırında bekletilir. Katılaşmanın devamı için 2 saat sonunda fırın kapatıldıktan sonra gece boyunca fırında bırakılır. Ertesi gün desen içeren SU-8 kaplı Si altlıktan sıyrılan PDMS üzerine yapıştırılacak lamalar, sırasıyla aseton ile sonikatörde 30 dakika boyunca sonrasında etil alkol ve saf su ile temizlenir. Saf sudan geçirildikten sonra kuru azot ile kurutulan lamalar ve PDMS mikrokanal, desen yukarı bakacak şekilde oksijen plazma cihazına yerleştirilir. Oksijen plazma ile muamele edilen PDMS mikrokanal ve lamalar cihazdan çıkarıldıktan sonra yukarı bakan yüzleri birbirleriyle yapıştırılır. Ertesi gün kullanıma hazır hale gelir (Şekil 3.3).

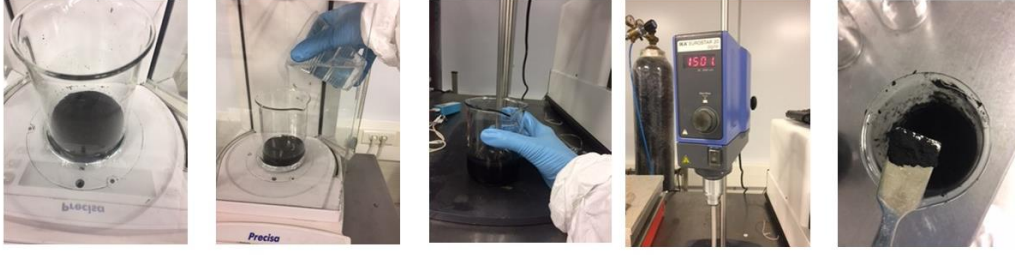


Şekil 3.3: PDMS kanal üretimi.

### 3.2 İletken Kompozit Üretimi

Elektrik iletkenliğini sağlamak için hızlı uygulanan, kolay üretilen ve düşük maliyetli bir sistem olan CNT eklenmiş iletken polimer yapı kullanılmıştır. Öncelikle MWCNT (multi-wall carbonnano tube - Nanografi Co. Ltd.) ile kloroform 1/30 (hacim/kütle) oranıyla cam beher içerisinde karıştırılır. Bu karışımın ağırlığının üç katı kadar PDMS polimeri eklenir. Mekanik karıştırıcıda 1000 rpm hızla 30 dakika karıştırıldıktan sonra. kloroformun tamamen buharlaşması için bir gün boyunca 110 derece olan fırında vakum altında bekletilir. Karışım CNT eklenmemiş PDMS yoğunluğuna geldiği görüldüğünde yine karışımın kütle oranının onda biri kadar polimer katılaştırıcı

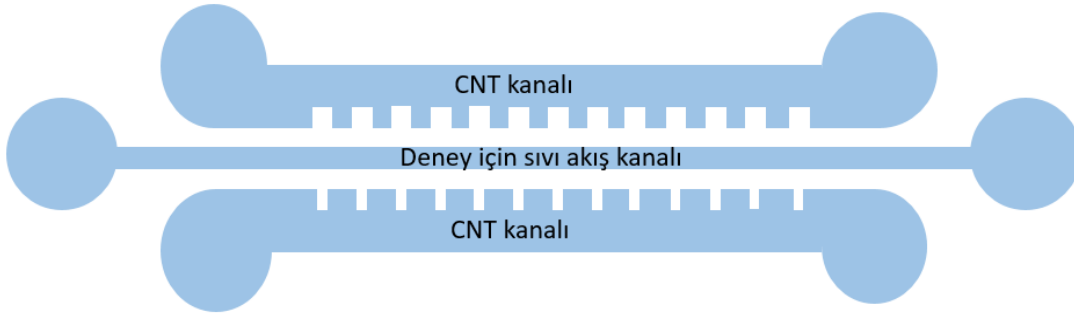
(curing agent) eklenir ve tamamen homojen karışmış iletken kompozit elde edilir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: CNT eklenmiş PDMS hazırlanışı.

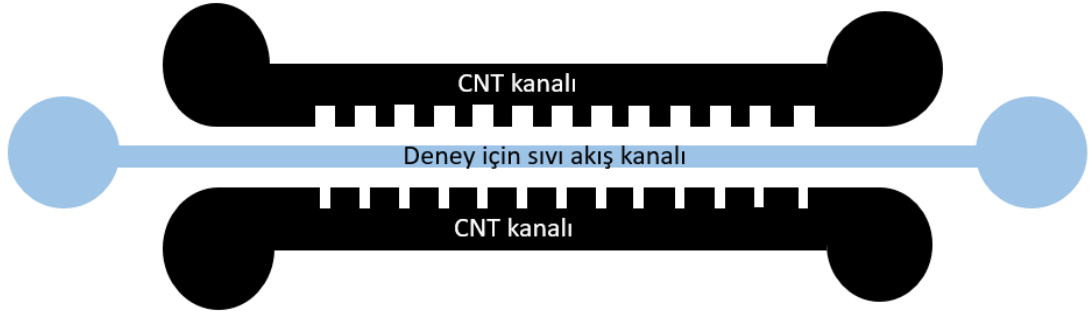
### 3.3 Çip Hazırlanışı

Hazırlanan kanallar ve iletken kompozit birleştirme işlemi bu aşamada yapılmıştır. Litografi ile hazırlanan PDMS kanallar aseton, alkol ve su ile temizlenen 10x10cm ölçülerinde camlara plazma ile yapıştırılır. Harrick Plasma Cleaner aleti ile cam ve polimerin yapışacak olan yüzleri oksijen plazma oluşturulmasıyla aktifleştirilir. Yüzeyde açılan bağlar cam ve PDMS in yapışacak yüzeyleri bir araya getirilerek yapışmayı sağlar. Hazırlanan çiplerin 24 saat bekletildikten sonra kullanılması deney uygulamaları esnasında kanal patlamalarını engeller (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 : Cama yapıştırılmış PDMS kanalın temsili görüntüsü-PDMS içindeki boşluklar açık mavi ile gösterilmiştir.

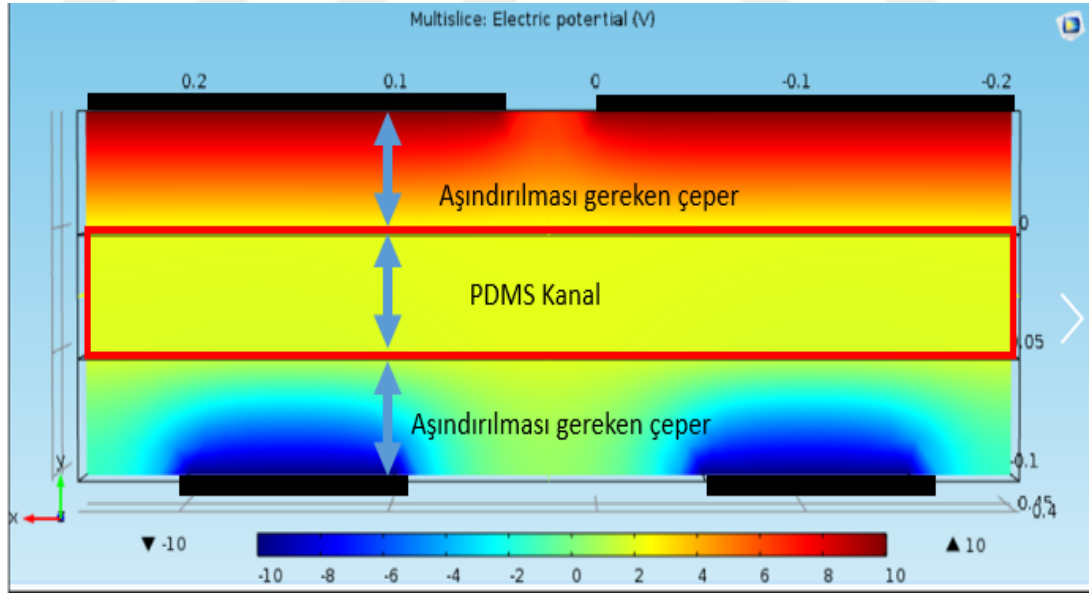
Kanalların giriş ve çıkışları plazma yapıştırmadan önce 2mm delici zımba (punch) ile delinir. Cama yapıştırılmış kapalı kanalların içerisine iletken kompozit polimer, kanalın tamamen içerisi dolduracak şekilde, gönderilir ve oda sıcaklığında bir gün beklenerek kurutulur. PDMS polimerinden üretilmiş kanalların yapısından kaynaklanan gaz geçirgenliği CNT katkılı katılaşmamış PDMS eklenirken hava kabarcıklarını gidermektedir (Şekil 3.6).



**şekil 3.6 :** İçerisine şırına ile CNTli PDMS gönderilmiş kanal temsili görüntüsü- PDMS kanal çerisinde elektrot için ayrılan boş hazne CNT dolduktan sonra siyah renkte görünmektedir.

Kanalların katılaşması ile istenen iletkenliğin sağlanması için kanal ve elektrot arasındaki 50  $\mu\text{m}$  kalınlığındaki PDMS eper aşındırılır. Yapılan COMSOL analiz çalışmasında 50  $\mu\text{m}$  kalınlığındaki PDMS çeperden kanala elektrik alan etkimeğiği hesaplanmıştır (şekil 3.7). . Siyah çizgiler elektrotları temsil etmektedir. Kırmızı ve mavi alanlar elektrik alan dağılımdır. Akışın ve ayrışmanın gerçekleşeceği bölüm olan PDMS kanal çeperinde uygun elektrik alan gradnyanı oluşmamaktadır.

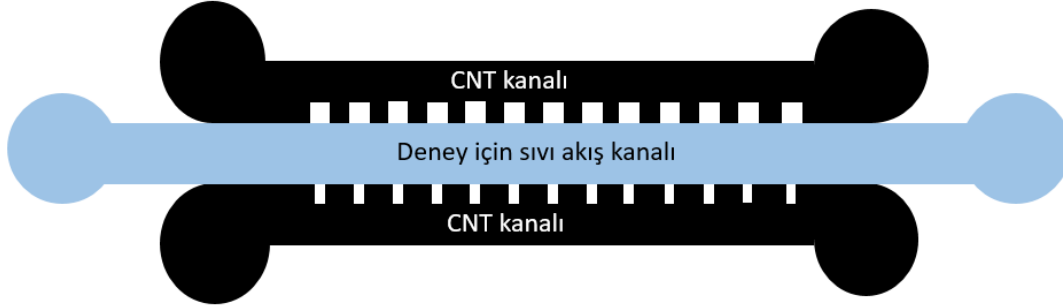
Bu sebeple kanallar aşındırılıp deneý yapılmıştır.



**şekil 3.7:** Aşındırılma yapılmayan bir kanal içerisindeki elektrik alan dağılımlı.

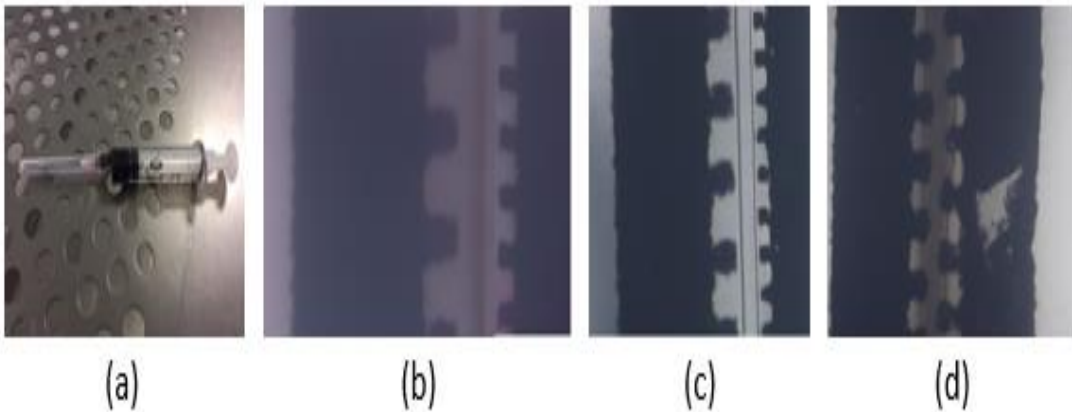
Tetrabutylamonyum (TBAF) ve NMP kimyasalları Sigma Aldrich,Almanya şirketinden temin edilmiş ve inert ortamda kullanılmıştır (glovebox). Yapılan litetatr taramasında kimyasalların PDMS aşındırma için kullanılan uygun oranları TBAF 1 birim NMP 3 birimdir [30]. Bu kimyasallar glovebox içerisinde cam şırında ve teflon

boru kullanılarak karıştırılıp hazırlanmıştır. Yapılan çalışmalar sonucu aşındırma için en uygun parametreler belirlenmiş 50  $\mu\text{l}/\text{dk}$  debi ile 30 sn'ye kanal içerisine gönderilen kimyasal karışım ile kanal aşındırılmıştır (Şekil 3.8).



**Şekil 3.8:** Aşındırılmış mikro akışkan kanalın son görüntüsü.

Uygun aşındırma debisi ve süresi araştırılırken bir çok farklı parametre denenmiştir. TBAF ve NMP karışımı kimyasal izotropik aşındırma yapmaktadır. Bu sebeple uygun aşındırma parametreleri bulmak için 10 - 100  $\mu\text{l}/\text{dk}$  arasındaki debiler ile çalışılmıştır. Aşındırıcının kanal içerisindeki akış hızı kanalın girişi ve çıkışı arasındaki aşındırma oranlarını ve kanalın iç yüzünün pürüzlülüğünü etkilemektedir. Aşındırıcının kanalın içerisinde ne kadar süre durduğu aşındırma profilinin fazla aşınmış ya da az aşınmış olmasını belirlemektedir. Az aşınmış kanallar deney esnasında gerekli elektrik alan gradyanını sağlayamadıkları için uygun değildir. Fazla aşınmış kanallar sade PDMS'i CNT karışımı PDMS ile aynı oranda aşındırmadıkları için kanal içerisinde akışın profilini bozacak tümsekler oluşurdukları için uygun değildir (Şekil 3.9).



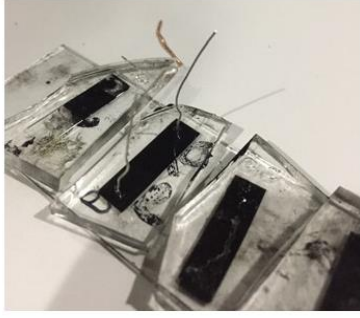
**Şekil 3.9:** PDMS kanal içerisine iletken kompozit enjekte edilmesi ve mikroskop görüntüleri a)İletken polimer b)aşındırılmamış kanal c)aşındırılmış kanal d)fazla aşınmış kanal.

#### 4. KARAKTERİZASYON

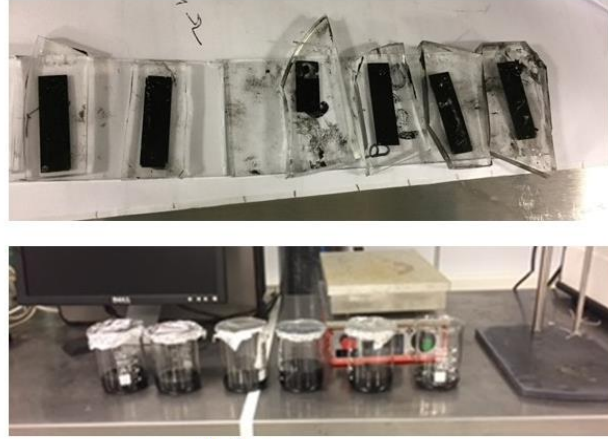
Tasarlanan ve modellenen mikro cihaz farklı açılardan ölçülmeli ve deney ortamındaki davranışı belirlenmiştir. Mikroçip tasarımındaki basamaklar tek tek ele alındığında öncelikle DEP kuvvetini oluşturacak iletken polimer ölçülmüştür. MWCNT lerin hazır alındığı için belirli iletkenliğe sahip oldukları bilinmektedir, süreç içinde MWCNT ve PDMS polimerinin yaptığı kompozit karımın yaklaşık iletkenlik değerleri oransal olarak ölçülmüş ve hesaplanmıştır. İletkenlik hesabından sonra mikro kanal içerisindeki polisitren parçacıkların DEP kuvveti altındaki davranışları incelenmiştir. İletkenlik ölçümü ve parçacık ayırma kabiliyetinin hesaplanabilir büyüklükler olması nedeniyle ölçülmesi, karakterizasyon işlemini tamamlamıştır.

##### 4.1 CNT Elektrotların İletkenlik Değerleri

İletken kompozit polimer üretimi için kullanılan 10-15 nm çapa sahip, 3 µm uzunluğa ve % 90 saflıkla büyütülmüş ve kimyasal buhar birikmesi yöntemi ile üretilmiştir karbon nano tüpler (MWCNT-multi Wall carbonnano tube) Nanografi Co Ltd şirketinden satın alınmıştır. Yüksek iletkenlik özelliğine sahip karbonano tüp ile belirli oranlarda karıştırılan PDMS ve CNT ile elde edilen kompozit malzemenin iletkenliği osiloskop ile ölçülmüştür. Ölçüm için 2 cm boyunda 0,5 cm genişliğinde 200 µm yüksekliğinde mikro haznelere üretilmiş ve farklı kütle oranlarında CNT içeren iletken kompozit enjekte edilmiştir (Çizelge 4.1). Mikro haznelere standart litografi prosedürü ile PDMS polimerden üretilmiştir. Fotorezist, Laurell WS-400E eğirme kaplama cihazı ile kaplanmış ve nihai kalınlık, substratlar üzerinde 200 µm olacak şekilde ayarlanmıştır. Desen transferi, üzerinde UV (260nm-325nm) ışık kaynağı bulunan "OAI Model 200 Maske Aligner" ile gerçekleştirilmiş, daha sonra, substratlar Dev 600 Developer (Sigma Aldrich Malzemeler) ile karıştırılıp çözünmeyen fotorezist mazleme yüzeyden temizlenmiştir. Kanallarda kullanıldığı oranda PDMS ve katılaştırıcı karıştırılmış ve kalıp üstüne dökülerek ısıtıcıda katılaştırılmıştır (Şekil 4.1).



(a)



(b)

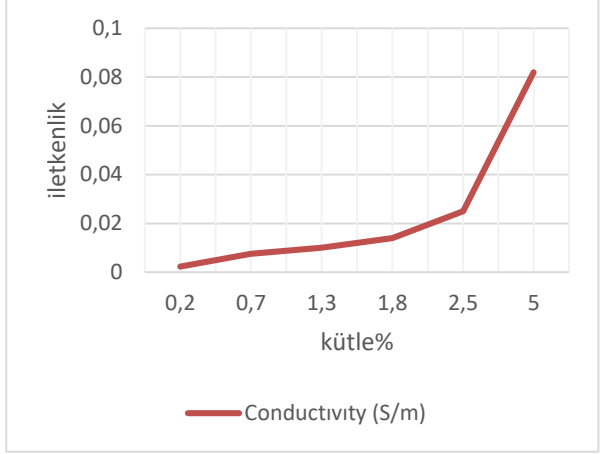
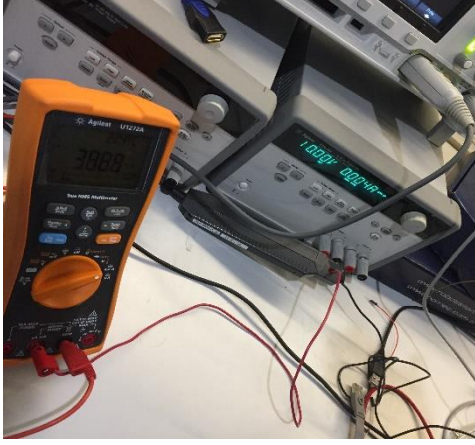
**Şekil 4.1:** a) Ölçüm için eklenmiş bakır teller ve mikro hazneler b) İletken kompozit ve mikro hazneler.

**Çizelge 4.1 :** İletkenlik ölçümü için kullanılan parametreler.

	Wt%	oran	CNT (gr)	Kloroform(ml)	PDMS(gr)	İletkenlik(S/m)
<b>1</b>	0.2	0.002	0.12	3	50	0,0023
<b>3</b>	0.7	0.007	0.3	9	41.16	0,0075
<b>5</b>	1.3	0.013	0.4	12	30	0,01
<b>7</b>	1.8	0.018	0.8	24	44	0,014
<b>9</b>	2.5	0.025	1	30	40	0,025
<b>12</b>	5	0.05	2	60	40.5	0,082

İnce film iletkenlik ölçümü yapılırken dirençleri daha önceden ölçülmüş iki iletken tel mikro haznenin iki ucundan kompozite temas edecek şekilde bağlanmıştır. Osiloskop ile 10 volt alternatif akım verilmiş iletkenin direnci cihazdan okunmuştur (Şekil 4.2). Boyutları ve direnci bilinen iletkenin öz direnci ( $\rho$ ) hesaplanmış ve iletkenlik değerleri ( $\sigma$ ) elde edilmiştir [31].

$$V = IxR \quad \rho = Rx \frac{A}{l} \quad \sigma = \frac{1}{\rho} \text{ (S/m)} \quad (4.1)$$

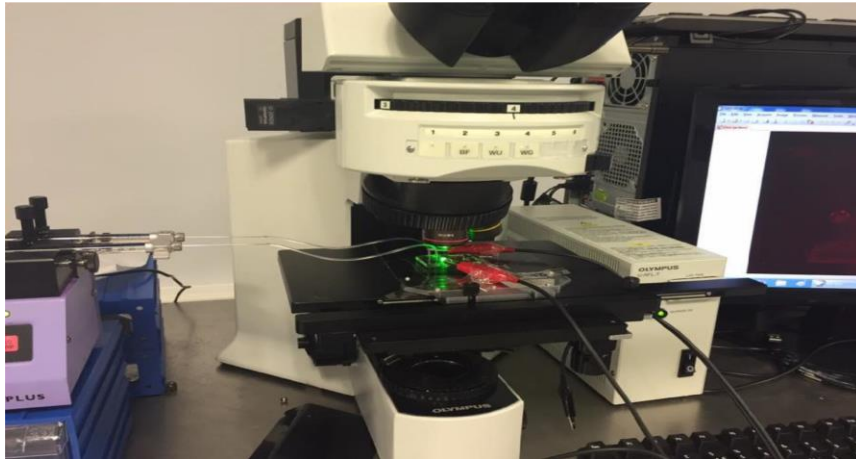


**Şekil 4.2:** Soldaki ölçüm yapılan deney düzeneği sağdaki iletkenlik ölçümü alınan numunelerin PDMS-CNT kütle dağılımına göre iletkenlik değerleri grafiği.

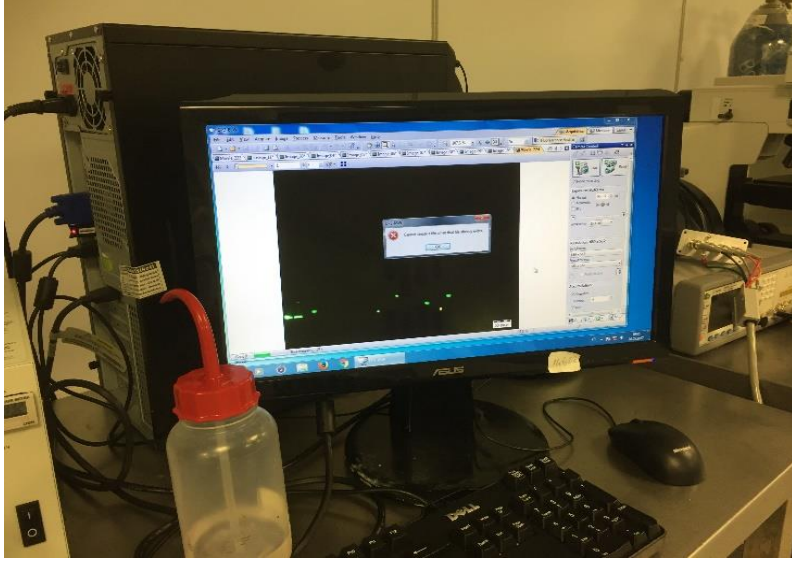
Alınan ölçümlerde %2,5 kütle oranına sahip bileşimde kırılma noktası görülmektedir. Yüksek iletkenlik oranlarına göre %2,5 ve üstünde CNT oranı olan bileşikler kanal içerisinde yüksek vizkosite değerleri yüzünden ilerleyememektedir. CNT oranı %5 değerinden yüksek olan karışımlar katı haldedir. Kullanıma uygunluğu ve iletkenliği incelendiğinde en uygun değer % 1,3 kütle karışım oranı olan 5 numaralıdır (Şekil 4.2). Yapılan hesaplamalar ve belirlenen iletkenlik değerleri yaklaşık değerlerdir. Kalınlık ve ölçüm alınan yere göre iletkenlik değeri değişmektedir. Bu ölçüm deney için kullanılacak kompozit oranlarının yaklaşık iletkenlik ve akışkanlık değerlerinin kendi içlerinde sıralanması için yapılmıştır.

#### 4.2 Polisitren Deneyleri

Üretilen mikroakışkan çip deneyleri MEMS laboratuvarında 1000 sınıfı temiz odada gerçekleştirilmiştir. Deney düzeneği Şekil 4.3,4.4,4.5,4.6 'da gösterilmiştir.



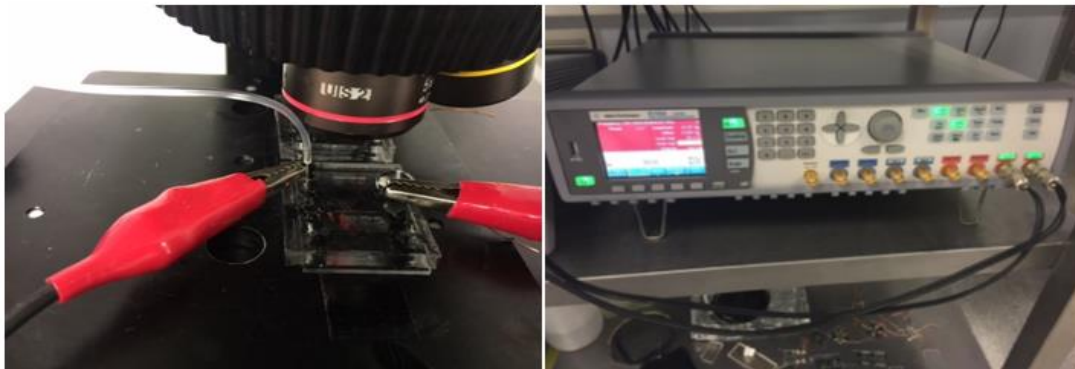
**Şekil 4.3:** Deney düzeneği.



Şekil 4.4: Olympus BX51 System Ultraviolet Mikroskop (Olympus Corporation, Tokyo, Japan).



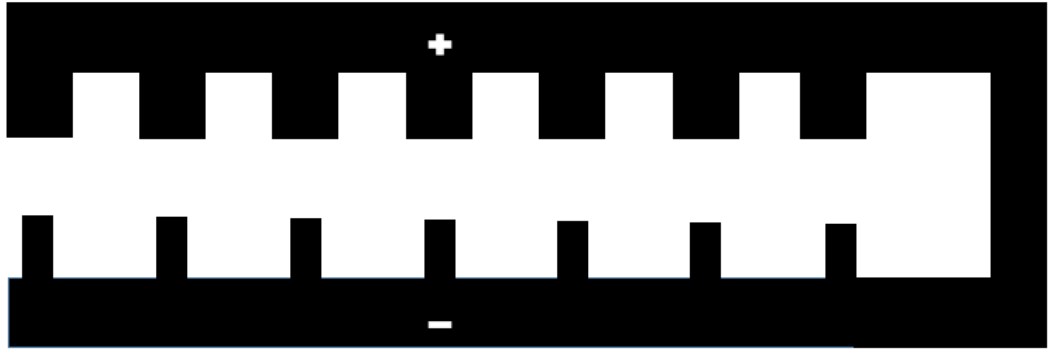
Şekil 4.5: Eşzamanlı iki şırınga ile kullanılabilen mikropompa.



Şekil 4.6: Deney esnasında kullanılan çip ve elektrik bağlantısı ve alternatif akım kaynağı.

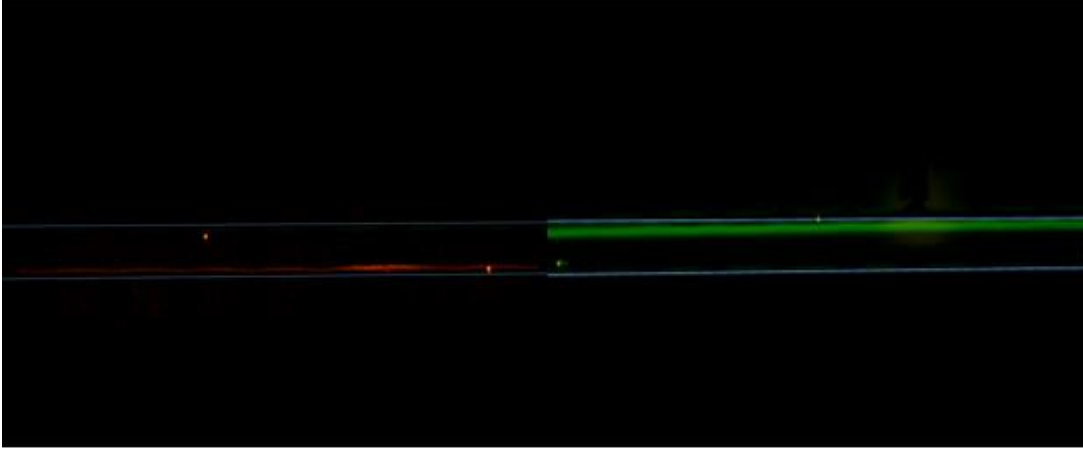


Mikroakışkan çip Olympus BX51 System Ultraviole mikroskop( Olympus Corporatşon,Tokyo, Japonya) altına yerleştirilmiş ve elektrotlar 81150A alternatif akım sinyal üretici (Agilent Teknolojileri,California, USA) ye bağlanmıştır. Mikroskop altına yerleştirilen bu sistem içerisinde mikropompa ile şırınga içerisindeki polistren parçacıklar gönderilmiş ve parçacık hareketleri gözlenmiştir. Flouro-Max yeşil boyanmış 9.8  $\mu\text{m}$  ve kırmızı boyanmış 3.2  $\mu\text{m}$  Aqua-florosan parçacıklar DI su içerisine eklenmiş 1 ml şırınga içinde deney için hazırlanmıştır. Deney düzeneği kurulduktan sonra polistren parçacıklar kullanılarak hazırlanan mikro akışkan çipleri ile deneyler tamamlanmıştır. Karakterizasyon kısmında amaç polistren parçacıkların elektrik alan altında yönlenmesini gözlemlemektir. DEP kuvveti ve hidrodinamik kuvvetler altında kalan parçacıklar polarize olma değerlerine göre yönelmektedir. Yapılan hesaplamalar sonucunda DI su içerisinde 9.8  $\mu\text{m}$  büyüklüğündeki parçacıklar negatif DEP kuvveti etkisinde üst elektrotlara doğru yönelmiştir kırmızı parçacıklar alt elektrotta dizilmiştir.. Deneyler 3  $\mu\text{l}/\text{dk}$  ve 15  $\mu\text{l}/\text{dk}$  aralığında yapılmıştır daha düşük ve yüksek debi değerlerinde DEP kuvveti ve hidrodinamik kuvvetlerin bileşkesi ayırışma sağlayacak yönde olmamaktadır. Kullanılan alternatif akımın frekans değeri en uygun 5 Mhz olarak belirlenmiş deneyler bu değerde tamamlanmıştır. Üretilen farklı tasarımlardan en iyi sonucu karşılıklı farklı genişlikteki elektrotla ağlamıştır (Şekil4.7).



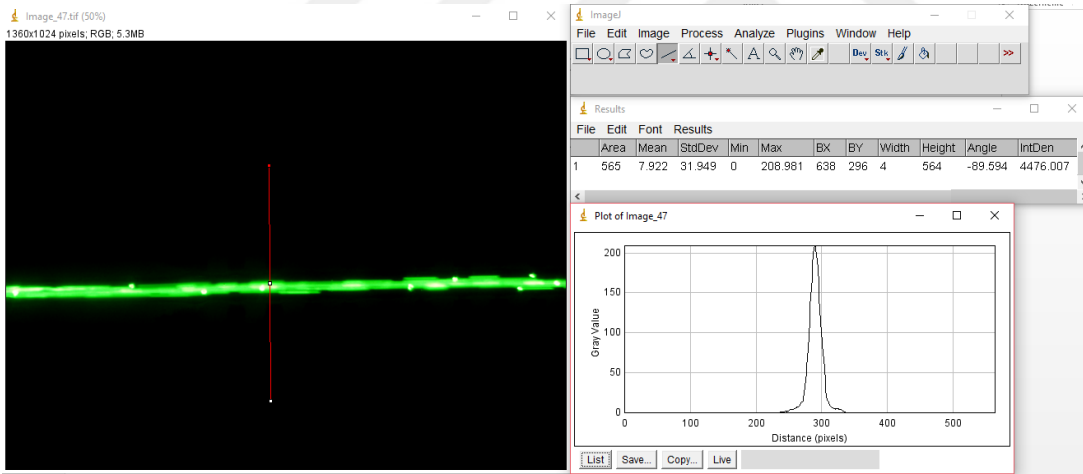
**Şekil 4.7:** 100  $\mu\text{m}$  üst elektrot ve 50  $\mu\text{m}$  alt elektrot tasarımı tematik gösterimi.

Düz kanalda her iki tarafta bulunan elektrotlara alternatif akım bağlandığında,dar elektrotlar negatif, geniş elektrotlar pozitif olacak şekilde, yeşil ve kırmızı parçacıklar 2V 5Mhz alternatif akım altında 5  $\mu\text{l}/\text{dk}$  debi ile yönlenmeye başlamıştır (Şekil4.8).



**Şekil 4.8:** 9.8  $\mu\text{m}$  ve 3.2  $\mu\text{m}$  parçacıkların kanal içerisindeki nDEP altında kanal içerisindeki yönelimleri.

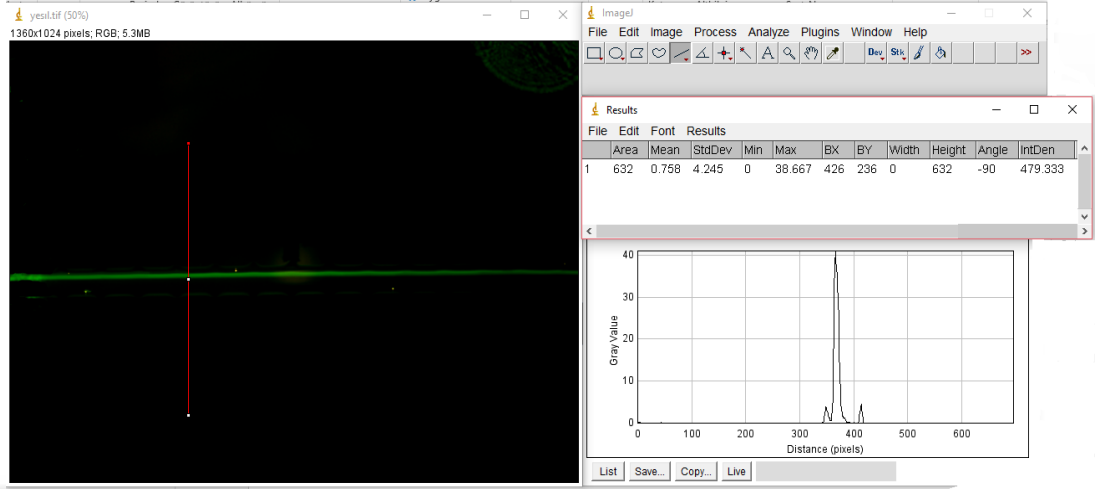
Deneysel 5-10 V arasında tekrarlanmış eş zamanlı olarak debi parametresi de 2-10  $\mu\text{l}/\text{dk}$  arasında değiştirilmiştir. En uygun parametreler 5V ve 5 MHz akım altında 5  $\mu\text{l}/\text{dk}$  debi ile yakalanmıştır. Parçacıkların ayrıştığı gözlemlendikten sonra kanalın ayrışma oranı ImageJ programı ile polistren yoğunluğu ölçülmüştür (Şekil 4.9).



**Şekil 4.9:** 9.8  $\mu\text{m}$  parçacıkların kanal içerisindeki odaklanmasının incelendiği analiz görüntüsü- 5V, 5MHz alternatif akım, 3  $\mu\text{l}/\text{dk}$  debi ile yapılan deneylerde ayrışma görülmüştür odaklanma düşüktür.

Polistren intensite değeri kanal içerisinde parçacıkların ne kadar düzgün odaklanabildiğinin bir göstergesidir. Deneyler üstten mikroskop yardımı ile takip edilip görüntüler elde edilmiştir fakat kanalın üç boyutlu olduğu göz önünde bulundurulduğunda sadece üstten bakarak ayrışma kalitesinden söz edilemez. Parçacıklar kanal içerisinde aynı çizgi üstünde dizildikleri görüntü odaklanma anıdır. Parçacıkların floresans görüntüsünün yoğunluğunun en fazla olduğu deney sonuçları

parçacıkların kanalın içeriisinde üst üste ve aynı hizada odaklandığını göstermektedir (Şekil 4.10).



**Şekil 4.10:** 9.8  $\mu\text{m}$  parçacıkların kanal içerisindeki odaklanmasının incelendiği analiz görüntüsü, 5V, 5MHz alternatif akım, 5  $\mu\text{l}/\text{dk}$  debi ile yapılan deneylerde ayışma görülmüştür odaklanma yüksektir.



## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuçlanmış olan yüksek lisans tezinde polisitren parçacık ayrıştırma için özgün bir 3 boyutlu elektrot düzenine sahip mikroakışkan sistem tasarlanmıştır. Öncelikle gerekli literatür araştırması yapıldıktan sonra ve sahip olduğumuz çalışma imkanları düşünüldüğünde en uygun yöntemin iletken polimer kompozit malzeme olduğu görülmüştür. Hızlı ve düşük maliyetli üretim tekniği ve esnek tasarım imkânları sistemin avantajlarından. Düşük elektriksel iletkenlik ve sürdürülebilirliğin az olması tespit edilen dezavantajlardandır. Üretim yöntemi belirlendikten sonra en uygun tasarım için COMSOL analiz programı ile modellemeler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre kullanılabilir kanallar isimlendirilmiştir. En uygun olan A tipi olarak belirlenmiştir tasarımın özelliğinden kaynaklanan esneklik sayesinde deney esnasında akım verilecek kanal değiştirilebilmektedir. Sonuç olarak pratikte kanal ile deney yapılmış sonuçlar eklenmiştir. Analiz çalışmalarında elektrotlar kanal çeperinde boyutsuz voltaj değerleri olarak atanmaktadır. Kayıpsız ve hatasız elektrik iletkenliğinin sağlandığı analiz ortamı ile pratikte uygulanan deneyler arasındaki farkların nedeni CNT eklenmiş PDMS polimerinin elektrot kanalları içerisinde kusursuz şekilde yerleşmemesi ve katılaşma esnasında belirli miktarlarda çekme olmasıdır. Polisitren parçacıklar boyutsal farklılıklarından dolayı ve içerisinde buldukları sıvının dielektriksel özellikleri ile orantılı olarak elektrik alan altında farklı oranla polarize olmaktadır. Bu prensibi temel alan dielektroforez tabanlı mikroakışkan sistemler kullanılarak başarılı ayrışma yüzdeleri elde edilmekmiştir. Kullanılan tasarımda düşük elektrik iletkenliği problemini çözmek için fazla sayıda elektrot kullanılmıştır. Kanal uzunluğu 20000  $\mu\text{m}$  dir 100  $\mu\text{m}$  genişliğinde ve 50  $\mu\text{m}$  genişliğinde elektrotlar yerleştirilmiştir kanalın bir kenarında 20 diğer kenarında 40 elektrot bulunmaktadır. Analiz sonuçlarında ayrışma yüzdeleri parçacıkların kanal içerisindeki y ekseninde yer değiştirmelerinden orantısız olarak hesaplanmıştır. Deney sonuçlarında 5  $\mu\text{l}/\text{dk}$  debi 2V akım altında kırmızı ve yeşil parçacıkların ayrışmaya başladığı görülmüştür. Kanalın karakterizasyonu yeşil parçacıkların kanal içerisinde konumunun düzgünlüğü ve florasan yoğunluğunun incelenmesi ile sağlanmıştır. Debi değeri arttıkça kanal içerisindeki parçacık profili düzgüneşmiştir. Farklı

boyutlardaki iletken polimer elektrotlu DEP sisteminde 5MHz 5V alternatif akım altında 5 µl/dk debide yeşil ve kırmızı parçacıkların ayrışması gözlemlenmiş, yeşil parçacıkların debi ile değişen yoğunluğu incelenmiştir

İletken polimer elektrotlu DEP sistemi düşük voltajlarda ve düşük debide ayrışma sağladığı için hem daha az numuneye gereksinim duymaktadır hem de hücre, bakteri gibi canlı yapıların elektrik alandan etkilenmesi en az seviyededir. Ucuz ve hızlı üretim yönteminin seri imalata uyumlu olması sistemin en önemli avantajlarından. DEP tabanlı mikroçip sistemleri için farklı elektrotlar kullanılmaktadır. Kullanılan elektrot ve sistemlerin içerisinde yüksek üretim hızı ve düşük çevrim süresi ile iletken polimer tabanlı çip sistemleri seri imalata en uygun olanıdır. Yaklaşık bir hesaplama yapıldığında standart bir DEP sistemini lift-off yöntemi ile üretmek için laboratuvar ortamında 15 saatlik çalışma gerekmektedir. Benzer deney sonuçlarının alındığı verimliliği yüksek iletken polimer tabanlı elektrotların olduğu çip imalatı, bir si-altlık üzerinde tek seferde birden fazla çip imal edildiği hesaba katılarak, 15 dakidada 1 çip çıkacak şekilde hesaplanmıştır. Hesaplamalar yaklaşık değerler olup, sistemlerin ağır maliyet kalemlerinin yatırım maliyeti olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

## KAYNAKLAR

- [1] **Nguyen, N.T. & Wereley, S.T.** (2006). *Fundamentals and Applications of Microfluidics*, Artech House, Inc., 2nd ed.
- [2] **Tabeling, P.** (2005). *Introduction to Microfluidics*, Oxford University Press.
- [3] **Terry, S. C.** (1975). A gas chromatography system fabricated on a silicon wafer using integrated circuit technology.
- [4] **Manz A, Graber N, Widmer HM** (1990) Miniaturized total chemical analysis systems: a novel concept for chemical sensors. *Sens Actuators B* 1:244–248.
- [5] **Changqing Yi, Cheuk-Wing Li, Shenglin Ji, Mengsu Yang**, Microfluidics technology for manipulation and analysis of biological cells, *Analytica Chimica Acta* Volume 560, Issues 1–2, 23 February 2006, Pages 1–23
- [6] **Arun, A., Salet, P., and Ionescu, A.M.** (2011). Carbon Nanotube Crossed Junction By Two Step Dielectrophoresis. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 11(6), p. 4919-4922.
- [7] **Lee, H.J., Yasukawa, T., Suzuki, M., Taki, Y., Tanaka, A., Kameyama, M., Matsue, T.** (2008). Rapid Fabrication Of Nanoparticles Array On Polycarbonate Membrane Based On Positive Dielectrophoresis. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 131(2), p. 424-431.
- [8] **Cetin, B., Kang, Y., Wu, Z., and Li, D.** (2009). Continuous Particle Separation By Size via AC-Dielectrophoresis Using Lab-on-a-Chip Device with 3-D Electrodes. *Electrophoresis*, 30(5), p. 766-772. [4] **Srivastava, S. K., Baylon-Cardiel, J. L., Lapizco-Encinas, B. H., and Minerick, A. R.** (2011). A Continuous DC-Insulator Dielectrophoretic Sorter Of Microparticles. *Journal of Chromatography A*, 1218(13), p. 1780-1789.
- [9] **Kim, Y. W., & Yoo, J. Y.** (2009). Three-Dimensional Focusing Of Red Blood Cells In Microchannel Flows For Bio-Sensing Applications. *Biosensors and Bioelectronics*, 24(12), p. 3677-3682.
- [10] **Heller, M. J., Sullivan, B., & Krishnan, R.** (2007). DEP System For Cancer Cell, DNA Nanoparticulate And Therapeutic Nanoparticle Detection. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, 3(4), p. 337-338.
- [11] **Du, F., Baune, M., Kück, A., & Thöming, J.** (2008). Dielectrophoretic Gold Particle Separation. *Separation Science and Technology*, 43(15), p. 3842-3855.
- [12] **Barbaros Çetin, Dongqing Li**, ELECTROPHORESIS, Special Issue: Dielectrophoresis 2011 Part II, Volume 32, Issue 18, pages 2410–

2427, September 2011, Microfluidics and Miniaturization, Dielectrophoresis in microfluidics technology

- [13] **Pethig, R.** (2017). Review—Where Is Dielectrophoresis (DEP) Going?. *Journal of The Electrochemical Society*, 164(5), B3049-B3055.
- [14] **Url-1** <<https://www.biomedical.panasonic.co.uk/dental/bacterial-counter.>>, erişim tarihi 29.06.2017.
- [15] **Url-2** <<https://www.shimadzu.co.uk/particle-size-analysis.>> erişim tarihi 30.06.2017
- [16] **Url-3** <<https://www.siliconbiosystems.com/depararray-system.>> erişim tarihi 30.06.2017
- [17] **Url-4** <<https://www.labtech.com/manufacture/deptech.>> erişim tarihi 30.06.2017
- [18] **Url-5** <<https://www.apocell.com/ctc-technology-2/apostream.>> erişim tarihi 30.06.2017
- [19] **Url-6** <<http://biologicaldynamics.com>> erişim tarihi 30.06.2017
- [20] **Schumacher, S., Nestler, J., Otto, T., Wegener, M., Ehrentreich-Förster, E., Michel, D., ... & Burgard, M.** (2012). Highly-integrated lab-on-chip system for point-of-care multiparameter analysis. *Lab on a Chip*, 12(3), 464-473
- [21] **Nguyen, N. T., Shaegh, S. A. M., Kashaninejad, N., & Phan, D. T.** (2013). Design, fabrication and characterization of drug delivery systems based on lab-on-a-chip technology. *Advanced drug delivery reviews*, 65(11), 1403-1419.
- [22] **Günther, A., & Jensen, K. F.** (2006). Multiphase microfluidics: from flow characteristics to chemical and materials synthesis. *Lab on a Chip*, 6(12), 1487-1503.
- [23] **Zhao, Y., Chen, D., Yue, H., French, J. B., Rufo, J., Benkovic, S. J., & Huang, T. J.** (2013). Lab-on-a-chip technologies for single-molecule studies. *Lab on a Chip*, 13(12), 2183-2198.
- [24] **Mohammed, M. I., & Desmulliez, M. P.** (2011). Lab-on-a-chip based immunosensor principles and technologies for the detection of cardiac biomarkers: a review. *Lab on a Chip*, 11(4), 569-595.
- [25] **Mir'ó M and Hansen E H** 2007 Miniaturization of environmental chemical assays in flowing systems: the lab-on-a-valve approach *vis-`a-vis* lab-on-a-chip microfluidic devices *Anal. Chim. Acta* 600 46–57
- [26] **Li, M., Li, W. H., Zhang, J., Alici, G., & Wen, W.** (2014). A review of microfabrication techniques and dielectrophoretic microdevices for particle manipulation and separation. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 47(6), 063001.
- [27] **Li, S., Li, M., Hui, Y. S., Cao, W., Li, W., & Wen, W.** (2013). A novel method to construct 3D electrodes at the sidewall of microfluidic channel. *Microfluidics and nanofluidics*, 14(3-4), 499-508.



- [28] **Puttaswamy, S. V., Xue, P., Kang, Y., & Ai, Y.** (2015). Simple and low cost integration of highly conductive three-dimensional electrodes in microfluidic devices. *Biomedical microdevices*, 17(1), 4.
- [29] **Falkovich, G.** (2011). *Fluid mechanics: A short course for physicists*. Cambridge University Press.
- [30] **Pavesi, A., Piraino, F., Fiore, G. B., Farino, K. M., Moretti, M., & Rasponi, M.** (2011). How to embed three-dimensional flexible electrodes in microfluidic devices for cell culture applications. *Lab on a Chip*, 11(9), 1593-1595
- [31] **Khosla, A., & Gray, B. L.** (2009). Preparation, characterization and micromolding of multi-walled carbon nanotube polydimethylsiloxane conducting nanocomposite polymer. *Materials Letters*, 63(13), 1203-1206.



## ÖZGEÇMİŞ



**Ad-Soyad** : Hatice Turhan  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 02/01/1990 Manisa  
**E-posta** : turhanhat@itu.edu.tr

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2015, İTÜ, Makine Fakültesi, İmalat Mühendisliği Bölümü
- **Yükseklisans** : 2018, İTÜ, Makine Mühendisliği, Malzeme ve İmalat Programı

### MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2012-2018 yılları arasında İstanbul Teknik Üniversitesi MEMS Laboratuvarları'nda mikro akışkanlar üzerine çalıştı.
- 2017 yılından itibaren FORD-OTOSAN mühendis olarak çalışmaktadır.

### DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

H.Bahmani Jalali, H.Turhan, L.Trabzon, H.Kızıl “A comparative study on optical properties of silver doped and silver decorated TiO<sub>2</sub> thin films prepared by sol-gel dip-coating method”, IMAGINANO 2015 conference, Bilbao, Spain ( 2015 March)

H.Turhan, O. Kılınc, L.Trabzon “Design, Fabrication and Characterization of Dielectrophoretic Force Based Microfluidic Systems” NANOTR11 conference, Ankara, Turkey ( 2015 June)

S. Cadirci, D. Ince , I. Ghanem, S. Z. Birol, L. Trabzon, and H. Turhan “Experimental and Numerical Investigation on Particle-Particle Interaction of Multi-Particle Separation in an Alternating and Repetitive Microchannel” Microsystem Technologies(2018 May)